

# **Zur Koordination des Basketballwurfes**

*Untersuchung der Koordination von Teilkörperbewegungen und  
des Lösungsraumes des gezielten Korbwurfes*

**Dissertation**

**zur Erlangung des akademischen Grades**

**doctor philosophiae (Dr. phil.)**

**vorgelegt dem Rat der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften**

**der Friedrich-Schiller-Universität Jena**

**von Berno Pflanz**

**geboren am 29.03.1972 in Göttingen**

**Gutachter:**

1. Prof. Dr. Reinhard Blickhan

2. Prof. Dr. Heiko Wagner      **WWU Münster**

Tag des Kolloquiums: 20.01.2011

Die Fertigstellung dieser Arbeit markiert das vorläufige Ende eines sehr interessanten aber auch nicht immer einfachen Weges. Ich möchte hiermit vor allem meiner Familie und meinen Eltern aber auch den zahllosen anderen Leuten danken, die mich auf diesem Weg begleitet haben.

# Zusammenfassung

Gezieltes und präzises Werfen von Gegenständen stellt eine einzigartige Fähigkeit des Menschen dar. Diese außerordentliche Fähigkeit wird als bedeutsamer und hilfreicher Faktor bei der Evolution des Menschen angesehen. Das Werfen, das früher eine besondere Bedeutung für das Überleben des Menschen hatte ist heute vor allem bei sportlichen Wettkämpfen in vielen verschiedenen Erscheinungsformen weiterhin von Bedeutung. In der Bewegungswissenschaft gilt das Interesse der Erkundung der zugrunde liegenden Mechanismen des menschlichen Werfens im Hinblick auf den präzisen gezielten Wurf sowie auf das Werfen mit möglichst hoher Geschwindigkeit.

Bei der hier dargestellten Studie stand der gezielte Wurf auf den Korb beim Basketball im Mittelpunkt des Interesses. Der Basketballstandwurf stellt aufgrund der Größe des Balles eine Wurfbewegung mit besonderen koordinativen Anforderungen dar. Geübte Werfer sind dabei in der Lage, beeindruckende Trefferraten zu erzielen.

Der Basketballwurf stellt eine besondere Form einer zielorientierten Bewegung dar, der ein Parameterraum  $\mathcal{P}$  in Form einer Mannigfaltigkeit zugrunde liegt. Die Elemente von  $\mathcal{P}$  stellen dabei jeweils mögliche Abwurfbedingungen des Balles dar. Letztendlich gibt es unzählige verschiedene Abwurfbedingungen, die zu einem erfolgreichen Wurf führen können. So gesehen existiert eine Untermannigfaltigkeit  $\mathcal{G} \subset \mathcal{P}$ , deren Elemente alle eine Lösung der Wurfaufgabe darstellen und zu einem erfolgreichen Wurf führen. Diese Mannigfaltigkeit wird in der Literatur als „Zieläquivalente Mannigfaltigkeit“ oder „Goal Equivalent Manifold (GEM)“ bezeichnet (Cusumano & Cesari, 2006). In der vorliegenden Studie wird der Basketballwurf aus Sicht der Theorie der GEM betrachtet, was eine Untersuchung aus einem neuen Blickwinkel darstellt. Im Mittelpunkt des



Interesses standen dabei die Durchquerung des Parameterraums vor dem Abwurf und der Zeitpunkt des Erreichens der GEM in Bezug auf den Abwurfzeitpunkt. Hierbei wurde die Hypothese untersucht, dass beim Basketballwurf die GEM erst unmittelbar vor dem Abwurf erreicht wird.

Beim Basketballwurf setzt sich die Bewegung abstrakt gesehen aus zwei Teilkörperbewegungen des Ober- und des Unterkörpers zusammen. Die Bewegung des Balles und damit die Annäherung der GEM werden durch das Zusammenspiel der beiden Teilkörperbewegungen bestimmt.

Ein weiteres Ziel der vorliegenden Arbeit war die Klärung der Frage, in wie weit die gesamte Wurfbewegung in zwei Teilkörperbewegungen aufgespalten werden kann und auf welche Art und Weise diese beiden Bewegungen miteinander koordiniert sind. Es wurde versucht, die Zusammenhänge zwischen der Koordination der Teilkörperbewegungen und der Annäherung der GEM zu untersuchen. In Anlehnung an Hinweise aus der Literatur (Hirashima, Kadota, Sakurai, Kudo, & Ohtsuki, 2002; Y. T. Liu, Chiang, & Mayer-Kress, 2006; Toyoshima S., 1974) wurden die Teilkörperbewegungen auf eine mögliche Spezialisierung im Hinblick auf die Präzision und der Bewältigung der Entfernung zum Korb untersucht.

### *Methodisches Vorgehen der Studie*

Zur Klärung der Fragestellungen wurden Basketballwürfe aus 4 unterschiedlichen Distanzen ausgeführt. Die Probandengruppe setzte sich aus Werfern unterschiedlicher Könnensgrade vom hochklassigen Vereinsspieler bis zum absoluten Anfänger zusammen. Die kinematischen Parameter der Wurfbewegung von Werfer und Ball wurden mit einem infrarotlichtbasierten Highspeed-Kamerasystem (Qualisys) aufgenommen. Zusätzlich wurden zeitlich synchronisiert zur Kinematik die Bodenreaktionskräfte beider Beine und die Aktivierungen ausgewählter Muskeln des Wurfarmes gemessen.

Es wurde eine Analyse des Lösungsraumes des Wurfes durchgeführt. Der Verlauf der Trajektorie des Balles durch den mehrdimensionalen Parameterraum  $\mathcal{P}$  wurde in verschiedenen Schnitten durch den Raum  $\mathcal{P}$  untersucht. Ferner wurde die Wurfbewegung mit der Methode der Inversen Dynamik analysiert.

Darüber hinaus wurde ein einfaches Feder-Masse-Wurfmodell erstellt, das für die Untersuchung der Koordination der beiden Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper genutzt wurde. Auf diese Weise wurden die Auswirkungen einer Veränderung des Zusammenspiels der Teilbewegungen untersucht.

### *Annäherung des Lösungsraumes beim Basketballstandwurf*

Der Verlauf der Balltrajektorie durch den Parameterraum war bezogen auf den einzelnen Wurf bei allen Probanden, unabhängig vom Könnensgrad, vergleichbar. Auffallend war die deutlich geringere intra-individuelle Streuung der Balltrajektorien bei den erfahrenen Werfern.

Bei der Annäherung der GEM wurden bei allen Probanden charakteristische Muster beobachtet. Als ein übereinstimmendes Merkmal verlief bei allen Probanden die Trajektorie des Balles während der Beschleunigungsphase mit nur geringem Abstand zur extrapolierten, gemessenen Flugbahn des Balles. Quer zur Wurfrichtung waren bei allen Parametern während der Beschleunigung des Balles die Abstände der Balltrajektorie von der GEM so gering, dass ein Treffen des Korbes aufgrund dieser Abweichungen in keiner Phase gefährdet war. Für einen erfolgreichen Wurf geeignete Abwurfgeschwindigkeiten wurden jeweils erst unmittelbar vor dem Abwurf erreicht. Somit erreichte bei allen Probanden die Balltrajektorie die GEM erst unmittelbar vor dem Abwurf mit einer zeitlichen Differenz von 13-20ms. Gleichzeitig wurden unabhängig vom Könnensgrad bei allen Probanden Kombinationen von Abwurfwinkel und –geschwindigkeit beobachtet, die zu einer Annäherung der GEM im Bereich der minimal nötigen Abwurfgeschwindigkeit zum Erreichen des Korbes lagen. Dabei zeichneten sich erfahrene Werfer durch signifikant geringere Streuungen bei den

Abwurfwinkeln und der Abwurfgeschwindigkeiten im Vergleich zu unerfahrenen Werfern aus.

Letztendlich war die Art und Weise des Verlaufs der Balltrajektorie durch den Parameterraum für den individuellen Wurf nicht maßgeblich für den Wurfserfolg. Der Verlauf ist ebenfalls unabhängig vom Könnensgrad des Werfers und zeigt keine Unterschiede bzgl. treffender und nicht treffender Würfe.

Maßgeblich für einen erfolgreichen Wurf ist das Erreichen der GEM vor dem Abwurf. Der kritische und sensibelste Parameter ist diesbezüglich die Abwurfgeschwindigkeit. Um beim Abwurf des Balles Geschwindigkeitsvariationen möglichst klein zu halten, spielt die Bewegung des Handgelenkes eine zentrale Rolle. Durch eine funktionelle Nutzung von Variabilitäten der Bewegungen in den einzelnen Gelenke des Wurfarms wird eine Reduktion von Geschwindigkeitsvariationen des Balles erreicht.

Insgesamt wird die Wurfbewegung durch Feed-forward-Programme gesteuert. Der Beschleunigungsweg des Balles wird an dessen antizipierten Flugbahn ausgerichtet. Die räumlichen Parameter des Balles bedürfen während der Bewegung damit nur eines geringen Maßes an Kontrolle. Nicht genutzte Ressourcen können so für die Kontrolle der Abwurfgeschwindigkeit verwendet werden. Abweichungen quer zur Wurfrichtung bei der Bewegungsausführung beeinflussen nicht den Wurfserfolg. Die Ausrichtung einer vertikalen Wurfebene auf den Korb scheint ein weiterer wichtiger Punkt der Bewegungsplanung zu sein.

Zudem wird der Basketballwurf sehr effizient ausgeführt. Die beobachteten Abwurfwinkel und Abwurfgeschwindigkeiten führten jeweils zu einer Annäherung der GEM im Bereich der minimal notwendigen Abwurfgeschwindigkeiten. Zusätzlich bietet diese Art der Annäherung die Möglichkeit einer vergleichsweise großen Variationsbandbreite von Abwurfwinkel und Abwurfgeschwindigkeit.

### *Koordination der Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper*

Hinsichtlich der Koordination der Teilkörperbewegungen beginnt die Bewegung des Wurfarms bei allen Probanden verzögert zu der Aufwärtsbewegung des

Schwerpunktes. Die Streckung des Wurfarmes beginnt dabei jeweils kurz vor Erreichen der maximalen vertikalen Geschwindigkeit des Körperschwerpunktes. Die Simulationen des Feder-Masse-Wurfmodells zeigen diesbezüglich, dass bei unveränderten Federeigenschaften eine solche Koordination der Teilkörperbewegungen des Ober- und des Unterkörpers zu einer Maximierung der erreichten Wurfentfernung führt. Die Simulationen des Wurfmodells zeigen, dass die erzielte Wurfweite von der zeitlichen Koordination der beiden Teilkörperbewegung bestimmt wird. Im Modell wird je nach Wurfentfernung bei einem Beginn der Teilbewegung der oberen Extremität 31-34ms vor Erreichen der maximalen vertikalen Geschwindigkeit des Schwerpunktes die maximale Wurfweite erreicht. Zudem bestimmt das Timing der beiden Teilkörperbewegungen maßgeblich den Verlauf der Balltrajektorie durch den Parameterraum. Veränderungen der Verzögerungen beider Teilkörperbewegungen führen zu charakteristischen Veränderungen bei der Annäherung der GEM.

Insgesamt bestätigen die Ergebnisse, dass sich die Wurfbewegung des Basketballstandwurfes in zwei abstrakte Teilkörperbewegungen der oberen und der unteren Extremität aufspalten lässt. Der beobachtete verzögerte Beginn der Teilbewegung des Wurfarmes hat einen großen Wirkungsgrad der Gesamtbewegung bezogen auf die Wurfweite des Balles zur Folge. Dieses Koordinationsmuster wird dabei nicht speziell erlernt, sondern war auch bei unerfahrenen Werfern vorhanden. Weiterhin beeinflusst die zeitliche Koordination der Teilkörperbewegungen nachhaltig den Verlauf der Balltrajektorie durch den Parameterraum und die Annäherung der GEM. Unabhängig hiervon behält die Abwurfgeschwindigkeit des Balles ihre Rolle als präzise anzupassender, kritischer Parameter in Bezug auf den Wurferfolg.

### *Aufgabenbereiche der Teilkörperbewegungen des Ober- und Unterkörpers*

Die Untersuchung der Teilkörperbewegungen im Hinblick auf unterschiedliche Aufgabenbereiche hinsichtlich der Präzision und der Bewältigung der Wurfentfernung zeigte letztendlich keine eindeutige Verteilung der Kompetenzen.

Überraschend war, dass trotz einer Änderung der Korbentfernung von über 6 Metern sich bei den Probanden erstaunlich konstante EMG-Muster der Muskeln des Wurfarmes zeigten. Die Maximalamplituden der agonistischen Muskeln des Ellbogen- und Handgelenkes zeigen mit einer Steigerung der Wurfentfernung lediglich eine Zunahme von 13% bzw. 12%. Die Steigerung der Wurfentfernung hatte auf das Integrierte EMG einen größeren Einfluss, wo für Ellbogenstrecker und Handgelenkbeuger eine Erhöhung von insgesamt 28% bzw. 10% beobachtet wurden. Für die verschiedenen Wurfentfernungen weisen die gemessenen EMG-Verläufe der agonistischen Muskeln des Wurfarmes zudem erstaunliche Ähnlichkeiten auf. Die Verläufe von zwei benachbarten Entfernungsstufen wiesen Bestimmtheitsmaße oberhalb von 0.9 auf.

Die gefundenen EMG-Muster des Wurfarmes können zu der Vermutung führen, dass die Teilkörperbewegung der oberen Extremität vornehmlich für die Präzision des Wurfes verantwortlich ist. Letztendlich haben aber beim Basketballstandwurf die Bewegungen der oberen und unteren Extremität, im Hinblick auf die Präzision des Wurfes und der Bereitstellung der nötigen Wurfweite, keine klar voneinander getrennten Verantwortungsbereiche. Neben den nur geringen Veränderungen der EMG-Muster des Wurfarmes wurden für die obere Extremität weitere Hinweise gefunden, dass die Bewegung des Wurfarmes letztendlich beide Verantwortungsbereiche etwa gleichberechtigt abdeckt. Die Bewegung der Beine liefert dagegen eine wichtige Unterstützung der Bewegung des Wurfarmes bei der Bewältigung der Wurfweite und konzentriert sich damit auf nur einen Aufgabenbereich.

## ZUSAMMENFASSUNG

## INHALTSVERZEICHNIS

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

## TABELLENVERZEICHNIS

<b>1. EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
<b>1.1. Einführung.....</b>	<b>1</b>
1.1.1. Das Werfen – Besondere Fähigkeit des Menschen .....	1
1.1.2. Rolle des Werfens hinsichtlich der Evolution des Menschen.....	2
<b>1.2. Zielsetzung der Arbeit .....</b>	<b>5</b>
1.2.1. Betrachtung des Basketballwurfes als zielgerichtete Bewegung.....	5
1.2.1.1. Approximation der GEM – Zeitpunkt des Eintritts.....	6
1.2.1.2. Approximation der GEM – Koordination der Annäherungstrajektorie .....	9
1.2.2. Koordination von Teilkörperbewegungen beim Basketballwurf.....	12
<b>1.3. Stand der Forschung.....</b>	<b>18</b>
1.3.1. Wurfbewegungen als allgemeiner Forschungsgegenstand .....	18
1.3.1.1. Erhöhte Belastung des Schultergelenkes bei Wurfbewegungen .....	18
1.3.1.2. Koordination des kraftvollen Wurfes beim heranwachsenden Menschen .....	19
1.3.1.3. Zielgenauigkeit bei Wurfbewegungen als ungeklärtes Phänomen.....	19
1.3.1.4. Timing des Abwurfes als bestimmender Faktor der Zielgenauigkeit .....	20
1.3.1.5. Armdominanz bei der Zielgenauigkeit von Wurfbewegungen .....	22
1.3.1.6. Nutzung und Kompensation von Interaktionsmomenten beim Zielwurf.....	23
1.3.2. Wurfbewegungen beim Basketball.....	25
1.3.2.1. Beeinflussung des Wurferfolges durch äußere Faktoren .....	25
1.3.2.2. Nutzung von visueller Information beim Basketballwurf.....	26
1.3.3. Kinematik des Basketballwurfes .....	28
1.3.3.1. Maximierung des Wurferfolges durch Optimierung der Abwurfparameter.....	28
1.3.3.2. Reale Abwurfparameter beim Basketballwurf.....	30
1.3.3.3. Auswirkungen einer Veränderung der Wurfentfernung.....	32
1.3.3.4. Zusammenhang von Ermüdung und Trefferleistung .....	33
1.3.4. Beiträge von Teilkörperbewegungen.....	34
1.3.4.1. Teilkörperbewegungen beim Basketballwurf .....	35

1.3.5.	Sequenzielle Koordination der Teilkörperbewegungen beim Werfen.....	36
1.3.6.	Wurfbewegungen als zielorientierte Bewegung.....	39
1.3.7.	Funktionelle Variabilität bei Wurfbewegungen .....	42
<b>2.</b>	<b>METHODEN.....</b>	<b>45</b>
<b>2.1.</b>	<b>Probanden.....</b>	<b>45</b>
<b>2.2.</b>	<b>Versuchsaufbau.....</b>	<b>46</b>
2.2.1.	Gerätschaften.....	46
2.2.2.	Messsysteme.....	46
2.2.2.1.	Dynamometrie .....	46
2.2.2.2.	Kinematik .....	47
2.2.2.3.	EMG .....	49
2.2.3.	Globales Koordinatensystem.....	51
2.2.4.	Festlegung der Wurfentfernungen.....	51
<b>2.3.</b>	<b>Versuchsdurchführung.....</b>	<b>52</b>
<b>2.4.</b>	<b>Parameterauswertung.....</b>	<b>54</b>
2.4.1.	Bestimmung des Abwurfzeitpunktes.....	54
2.4.1.1.	Berechnung des Ballmittelpunktes.....	55
2.4.1.2.	Bestimmung des Abwurfzeitpunktes .....	57
2.4.2.	Identifikation von Bewegungsaufaktten.....	58
2.4.2.1.	Bewegungsaufakt der unteren Extremität.....	58
2.4.2.2.	Bewegungsaufakt der oberen Extremität .....	59
2.4.3.	EMG-Auswertung .....	59
<b>2.5.</b>	<b>Inverse Dynamik .....</b>	<b>61</b>
2.5.1.	Verwendete Software .....	61
2.5.2.	Ausgabe der Modellberechnungen.....	62
2.5.2.1.	Gelenkkoordinatensysteme von Knie- und Ellbogengelenk .....	62
<b>2.6.</b>	<b>Analyse des Lösungsraums von Basketballwürfen .....</b>	<b>64</b>
2.6.1.	Annäherung des Lösungsraums in der wurfvorbereitenden Phase .....	64
2.6.1.1.	Partielle Sensitivitätsanalyse.....	65
2.6.1.2.	Untersuchung der Trajektorienannäherung.....	67
2.6.2.	Annäherung der GEM von Basketballwürfen .....	70
2.6.3.	Modellierung des Basketballwurfes mit Berücksichtigung des Luftwiderstandes .....	73

2.6.3.1.	Das Modell.....	74
2.6.3.2.	Eingabeparameter .....	74
2.6.3.3.	Simulationen .....	75
<b>2.7.</b>	<b>Feder-Masse Basketballwurfmodell .....</b>	<b>77</b>
2.7.1.	Allgemeiner Aufbau des Wurfmodells.....	77
2.7.1.1.	Abbruchbedingung der Simulation .....	78
2.7.1.2.	Ermittlung der Eingabeparameter des Modells.....	79
2.7.2.	Simulationen mit dem Basketballwurfmodell .....	81
2.7.2.1.	Eingabeparameter .....	81
2.7.2.2.	Kinematische und dynamische Ausgabeparameter der Simulationen.....	82
2.7.2.3.	Variation der Auslösungsverzögerung und des Neigungswinkels der Armfeder.....	82
<b>2.8.</b>	<b>Variationskoeffizienten von Segmentgeschwindigkeiten .....</b>	<b>83</b>
<b>2.9.</b>	<b>Statistische Methoden .....</b>	<b>84</b>
<b>3.</b>	<b>ERGEBNISSE.....</b>	<b>86</b>
<b>3.1.</b>	<b>Annäherung der GEM.....</b>	<b>86</b>
3.1.1.	Trajektorienannäherung.....	86
3.1.2.	Differenzen der gemessenen und extrapolierten Trajektorien.....	89
3.1.3.	Länge des Beschleunigungsweges .....	92
3.1.4.	Gewichtete Differenzen der gemessenen und extrapolierten Trajektorien.....	93
3.1.5.	Beschreibung der Annäherung im 3-dimensionalen Schnitt .....	96
3.1.6.	Beschreibung der Annäherung im 2-dimensionalen Schnitt der $\alpha$ -v Ebene .....	98
3.1.7.	Eintritt in die GEM.....	101
3.1.7.1.	Einfluss des Luftwiderstandes auf die Wurfweite .....	101
3.1.7.2.	Zeitpunkt des Eintritts in die GEM.....	102
3.1.8.	Zur Bedeutung der resultierenden Abwurfgeschwindigkeit.....	103
3.1.8.1.	Spin des Balles.....	103
3.1.8.2.	Geschwindigkeitsvariationen der Segmente des Wurfarmes .....	105
3.1.8.3.	Variationen in Abwurfwinkel und –geschwindigkeit bei erfahrenen und unerfahrenen Werfern .....	108
<b>3.2.</b>	<b>Teilkörperbewegungen .....</b>	<b>110</b>
3.2.1.	Gelenkleistungen.....	110
3.2.2.	Summengelenkleistung von Ober- und Unterkörper.....	115



3.2.3.	Gelenkmomente .....	117
3.2.4.	Gelenkwinkelgeschwindigkeiten.....	120
3.2.5.	Bewegungsaufakte der Teilkörperbewegungen.....	123
3.2.5.1.	Zeitliche Einordnung des Beginns der Streckung des Wurfarmes.....	124
<b>3.3.</b>	<b>Ergebnisse des Wurfmodells .....</b>	<b>125</b>
3.3.1.	Steifigkeit und Bewegungsamplitude von Beinen und Wurfarm bei Probanden und Wurfmodell.....	125
3.3.2.	Simulationsergebnisse des Wurfmodells.....	127
3.3.2.1.	Sensitivitätsanalyse – Variation von Auslösezeitpunkt und Neigungswinkel der Armfeder .....	127
3.3.2.2.	Verhalten des Wurfmodells bei unterschiedlicher Koordination der Teilkörperbewegungen .....	133
3.3.2.3.	Trajektorienannäherung beim Wurfmodell.....	144
3.3.2.4.	Länge des Beschleunigungsweges des Balles beim Wurfmodell .....	147
<b>3.4.</b>	<b>EMG .....</b>	<b>148</b>
3.4.1.1.	EMG Maximalwerte .....	152
3.4.1.2.	Integriertes EMG .....	154
3.4.1.3.	Korrelation der EMG-Verläufe.....	155
<b>4.</b>	<b>DISKUSSION.....</b>	<b>158</b>
<b>4.1.</b>	<b>Zeitpunkt des Eintritts in die GEM.....</b>	<b>159</b>
4.1.1.	Durchquerung des Parameterraums.....	164
4.1.2.	Die Abwurfgeschwindigkeit des Balles als kritischer Parameter bei der Annäherung der GEM .....	170
4.1.2.1.	Funktionelle Kompensation von Geschwindigkeitsvariationen.....	172
4.1.2.2.	Die Bewegung des Handgelenkes in der Phase des Abwurfs .....	176
4.1.3.	Seitliche Abweichungen.....	180
<b>4.2.</b>	<b>Koordination der Basketballwurfbewegung.....</b>	<b>181</b>
4.2.1.	Das Feder-Masse-Wurfmodell .....	181
4.2.2.	Identifikation der Teilkörperbewegungen .....	183
4.2.3.	Koordination der Teilkörperbewegungen.....	184
4.2.4.	Anpassungen der Bewegungsamplitude und Steifigkeiten der Extremitäten beim Modell und den Probanden .....	186
4.2.5.	Zusammenspiel der Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper (Wurfmodell) .....	191

4.2.6.	Annäherung der GEM bei unterschiedlicher Verzögerung der Bewegung des Wurfarmes ..	196
4.2.7.	Aufgabenbereiche der Teilkörperbewegungen.....	200
<b>4.3.</b>	<b>Methodendiskussion.....</b>	<b>210</b>
4.3.1.	Probanden / Messaufbau .....	210
4.3.2.	Annäherung der GEM – Vermischung Treffer / Nichttreffer.....	211
4.3.3.	Einbeziehung / Vernachlässigung des Luftwiderstandes.....	212
<b>4.4.</b>	<b>Schlussfolgerungen.....</b>	<b>214</b>
<b>5.</b>	<b>LITERATURVERZEICHNIS.....</b>	<b>216</b>
<b>6.</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>226</b>
6.1.	Messprotokoll .....	226
6.2.	Einverständniserklärung.....	231
6.3.	Ballmittelpunktsbestimmung mit Verwendung von 4 Markern .....	233
6.4.	Berechnung des Korbmittelpunktes .....	234
6.5.	Konstruktion der Ausgabekoordinatensysteme der Inversen Dynamik von Ellbogen- und Kniegelenk.....	235
6.6.	Zeitliche Synchronisation der Messsysteme.....	236
6.7.	Menschmodell der Inversen Dynamik.....	238
6.8.	Mathematische Beschreibung des Wurfmodells.....	243
6.9.	Tabellen.....	246
6.9.1.	Annäherung der GEM in synchronisierten Schnitten .....	246
6.9.2.	Länge Beschleunigungsweg .....	248
6.9.3.	Eintrittszeitpunkt in die GEM .....	248
6.9.4.	Spin des Balles .....	249
6.9.5.	Variationskoeffizienten der Segmentgeschwindigkeiten.....	249
6.9.6.	Mittlere Abwurfparameter.....	250
6.9.7.	Gelenkleistungsmaxima .....	251
6.9.8.	Gelenkmomentmaxima .....	254

6.9.9.	Maxima der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten .....	255
6.9.10.	Bewegungsauftake.....	255
6.9.11.	Federeigenschaften des Wurfmodells.....	256
6.9.12.	EMG .....	257

## ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1: Betrachtung der Durchquerung des Wurfparameteraums.....	11
Abbildung 2: Markerpositionen am Proband.....	47
Abbildung 3: Markerpositionen Ball.....	49
Abbildung 4: Verwendete Geräte zur EMG-Messung.....	50
Abbildung 5: Lage und Orientierung des globalen Koordinatensystems.....	51
Abbildung 6: Differenz der Varianten der Ballmittelpunktsbestimmung.....	56
Abbildung 7: Horizontale Beschleunigung des Ballmittelpunktes.....	57
Abbildung 8: Prinzipskizze des 2D-Zielwurfes.....	71
Abbildung 9: Darstellung des Basketballwurfmodells.....	77
Abbildung 10: Beschleunigungsdiagramm des Balls.....	78
Abbildung 11: Ermittlung der Eingabeparameter der Beinfeder.....	80
Abbildung 12: Trajektorienannäherung der Parameter $x, z, \alpha, v$ .....	87
Abbildung 13: Trajektorienannäherung der Parameter $y, vy$ .....	88
Abbildung 14: Klassifizierung der Abstände der extrapolierten und der gemessenen Trajektorie des Balles.....	90
Abbildung 15: Normierte Länge des Beschleunigungsweges des Balles.....	92
Abbildung 16: Gewichtete Klassifizierung der Abstände der extrapolierten und gemessenen Trajektorie des Balles.....	94
Abbildung 17: 3D Schnitte durch die GEM mit Annäherung der Balltrajektorie.....	97
Abbildung 18: Annäherung der GEM in der $\alpha$ -v Ebene.....	99
Abbildung 19: Abwurfkombinationen aller Probanden in der $\alpha$ -v Ebene.....	100
Abbildung 20: Vergleich simulierter Wurfweiten mit und ohne Luftwiderstand.....	101
Abbildung 21: Zeitpunkte vor dem Abwurf des Eintritts in die GEM von allen 4 Entfernungen.....	103
Abbildung 22: Verlauf der Beschleunigung und des Spins des Balles und der Winkelgeschwindigkeit des Handgelenkes.....	104
Abbildung 23: Korrelation von Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit des Balles beim Wurf.....	105
Abbildung 24: Verläufe der Variationskoeffizienten der Segmentgeschwindigkeiten.....	106
Abbildung 25: Variationskoeffizienten der Geschwindigkeiten der Segmentschwerpunkte.....	107
Abbildung 26: Gruppenunterschiede der Variationen von Abwurfwinkel und –geschwindigkeit.....	109
Abbildung 27: Gelenkleistungen von oberer und unterer Extremität.....	111
Abbildung 28: Zeitpunkte der Maxima der Gelenkleistungen.....	112
Abbildung 29: Zeitpunkte der Maxima der Gelenkleistungen getrennt nach Wurferfahrung.....	113
Abbildung 30: Einfluss der Wurfentfernung auf die Gelenkleistungsmaxima.....	114
Abbildung 31: Medianverläufe der Summengelenkleistung von Ober- und Unterkörper.....	115

---

Abbildung 32: Zeitpunkte der Maxima der Summengelenkleistungen von Ober- und Unterkörper .....	116
Abbildung 33: Normierte Summenleistung bezüglich der verschiedenen Wurfentfernungen.....	117
Abbildung 34: Medianverläufe der Gelenkmomente .....	118
Abbildung 35: Einfluss der Wurfentfernung auf die maximalen Gelenkmomente .....	119
Abbildung 36: Medianverläufe der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten .....	121
Abbildung 37: Einfluss der Wurfentfernung auf die maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten	122
Abbildung 38: Zeitpunkte der Bewegungsaufnahme von Ober- und Unterkörper .....	123
Abbildung 39: Einordnung der Bewegungsaufnahme .....	125
Abbildung 40: Steifigkeit und Auslenkung der Arm- und der Beinfeder .....	126
Abbildung 41: Variationen des Neigungswinkels und des Auslösezeitpunktes der Armfeder für die Wurfentfernungen D1 und D2 .....	129
Abbildung 42: Variationen des Neigungswinkels und des Auslösezeitpunktes der Armfeder für die Wurfentfernungen D3 und D4 .....	131
Abbildung 43: Simulationsergebnisse der Wurfentfernung D1 .....	135
Abbildung 44: Simulationsergebnisse der Wurfentfernung D2 .....	138
Abbildung 45: Simulationsergebnisse der Wurfentfernung D3 .....	140
Abbildung 46: Simulationsergebnisse der Wurfentfernung D4 .....	141
Abbildung 47: Trajektorienabstände bezogen auf die Länge des Beschleunigungsweges des Balles beim Wurfmodell .....	145
Abbildung 48: Länge des Beschleunigungsweges des Balles beim Wurfmodell .....	147
Abbildung 49: EMG-Verläufe des Wurfarms.....	150
Abbildung 50: Maximales EMG MVC-normiert .....	151
Abbildung 51: Maximale EMG-Amplitude in Abhängigkeit der Wurfentfernung.....	152
Abbildung 52: Integriertes EMG .....	155
Abbildung 53: Korrelation der EMG-Verläufe zwischen den verschiedenen Wurfentfernungen..	156
Abbildung 54: Trefferwahrscheinlichkeit von $\alpha - v$ Abwurfkombinationen (modifiziert nach (Silverberg et al., 2003)).....	169
Abbildung 55: Annäherung der GEM in der $\alpha - v$ Ebene in schematischer Darstellung .....	175
Abbildung 56: Änderung der Flugparabel des Balles .....	177
Abbildung 57: Steifigkeitsbestimmung der Beinfeder .....	189
Abbildung 58: Steifigkeitsbestimmung der Armfeder .....	190
Abbildung 59: Mittelpunktberechnung des Basketballkorbes .....	234
Abbildung 60: Gelenkkoordinatensystem am Kniegelenk.....	235
Abbildung 61: Ergebnis einer Synchronisationsmessung.....	237
Abbildung 62: Das Menschmodell der Inversen Dynamik .....	239
Abbildung 63: Positionen der virtuellen Marker.....	240
Abbildung 64: Modellierung von Unterarm und Hand des Führungsarms.....	241

<b>Abbildung 65: Modellierung äußerer Kräfte.....</b>	<b>242</b>
<b>Abbildung 66: Free-Body-Diagramm der Masse M des Wurfmodell.....</b>	<b>244</b>
<b>Abbildung 67: Free-Body-Diagramm der Masse m des Wurfmodells.....</b>	<b>244</b>

## TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1: Lokalisation der Marker.....	48
Tabelle 2: Platzierung der EMG-Elektroden.....	50
Tabelle 3: Koordinaten des Korbmittelpunktes .....	52
Tabelle 4: Abwurfbedingungen der Sensitivitätsanalyse .....	66
Tabelle 5: Variationsbereiche der Sensitivitätsanalyse.....	67
Tabelle 6: Komponentenberechnung der synchronisierten Trajektorie .....	68
Tabelle 7: Eingabeparameter des Wurfmodells .....	81
Tabelle 8: Relative Trefferraten.....	102
Tabelle 9: Verzögerung und Neigungswinkel der Armfeder des Wurfmodells für eine Maximierung der Wurfweite. ....	132
Tabelle 10: Ergebnisparameter der Wurfsimulationen auf die Entfernung D1 .....	136
Tabelle 11: Ergebnisparameter der Wurfsimulationen auf die Entfernung D2 .....	139
Tabelle 12: Ergebnisparameter der Wurfsimulationen auf die Entfernung D3 .....	143
Tabelle 13: Ergebnisparameter der Wurfsimulationen auf die Entfernung D4 .....	143
Tabelle 14: Trajektorienabstände beim Wurfmodell.....	146
Tabelle 15: Länge des Beschleunigungsweges des Balles beim Wurfmodell .....	148
A-Tabelle 1: Ergebnisse Synchronisationsmessung.....	238
A-Tabelle 2: Parameter des Basketballwurfmodells .....	243
A-Tabelle 3: Trajektorienabstände / Abstand von der GEM.....	246
A-Tabelle 4: Ergebnisse der ANOVA Trajektorienannäherung.....	246
A-Tabelle 5: Gewichtete Trajektorienabstände.....	247
A-Tabelle 6: Ergebnisse der ANOVA gewichtete Trajektorienabstände .....	247
A-Tabelle 7: Länge des Beschleunigungsweges des Balles.....	248
A-Tabelle 8: Ergebnisse ANOVA Länge Beschleunigungsweg .....	248
A-Tabelle 9: Eintrittszeitpunkt in die GEM .....	248
A-Tabelle 10: Ergebnisse ANOVA Eintrittszeitpunkt GEM.....	248
A-Tabelle 11: Spin des Balles – Korrelationskoeffizienten .....	249
A-Tabelle 12: Variationskoeffizienten Segmentgeschwindigkeiten .....	249
A-Tabelle 13: Ergebnisse der ANOVA Variationskoeffizienten .....	249
A-Tabelle 14: Abwurfparameter.....	250
A-Tabelle 15: Mittlere Abwurfparameter aller Probanden .....	250
A-Tabelle 16: Maxima Gelenkleistungen .....	251
A-Tabelle 17: Maximale Gelenkleistungen nach Expertise getrennt.....	251
A-Tabelle 18: Gruppenvergleiche Gelenkleistungsmaxima.....	252

<b>A-Tabelle 19: Normierte Gelenkleistungen.....</b>	<b>252</b>
<b>A-Tabelle 20: Ergebnisse der ANOVA – maximale Gelenkleistungen .....</b>	<b>252</b>
<b>A-Tabelle 21: Gruppenvergleiche maximale Gelenkleistungen .....</b>	<b>252</b>
<b>A-Tabelle 22: Zeitpunkte maximale Summengelenkleistungen .....</b>	<b>253</b>
<b>A-Tabelle 23: Normierte Summengelenkleistungen.....</b>	<b>253</b>
<b>A-Tabelle 24: Ergebnisse der ANOVA Summengelenkleistung.....</b>	<b>253</b>
<b>A-Tabelle 25: Maxima Gelenkmomente.....</b>	<b>254</b>
<b>A-Tabelle 26: Ergebnisse der ANOVA – Maxima Gelenkmomente .....</b>	<b>254</b>
<b>A-Tabelle 27: Maxima Gelenkwinkelgeschwindigkeiten .....</b>	<b>255</b>
<b>A-Tabelle 28: Ergebnisse der ANOVA – Gelenkwinkelgeschwindigkeiten.....</b>	<b>255</b>
<b>A-Tabelle 29: Bewegungsauftake.....</b>	<b>255</b>
<b>A-Tabelle 30: Zeitliche Einordnung Bewegungsauftake .....</b>	<b>256</b>
<b>A-Tabelle 31: Federeigenschaften Wurfmodell.....</b>	<b>256</b>
<b>A-Tabelle 32: EMG MVC normiert.....</b>	<b>257</b>
<b>A-Tabelle 33: Maximale EMG Amplituden .....</b>	<b>257</b>
<b>A-Tabelle 34: Integriertes EMG .....</b>	<b>258</b>
<b>A-Tabelle 35: Bestimmtheitsmaße EMG-Verläufe.....</b>	<b>258</b>
<b>A-Tabelle 36: Ergebnisse der ANOVA – maximales EMG .....</b>	<b>258</b>
<b>A-Tabelle 37: Ergebnisse der ANOVA – Integriertes EMG.....</b>	<b>259</b>
<b>A-Tabelle 38: Ergebnisse der ANOVA – Korrelation EMG-Verläufe .....</b>	<b>259</b>



# 1. Einleitung

## 1.1. Einführung

Das Ziel einer Wurfbewegung ist es im Allgemeinen, einen Wurfgegenstand so zu werfen, dass er entweder soweit wie möglich fliegt oder ein bestimmtes Ziel bestmöglich trifft. Abstrakt gesehen bedeutet dies, dem Wurfgegenstand durch eine entsprechend koordinierte Bewegung der am Wurf beteiligten Körpersegmente eine möglichst hohe Abwurfgeschwindigkeit zu erteilen bzw. die Abwurfsituation mit Fokus auf das zu treffende Ziel besonders präzise zu gestalten. Bei vielen Zielwurfsituationen bedarf es eines bestmöglichen Kompromisses im Hinblick auf eine möglichst hohe Abwurfgeschwindigkeit bei gleichzeitiger präziser Gestaltung des Abwurfes.

### 1.1.1. Das Werfen – Besondere Fähigkeit des Menschen

Selbstbestimmtes und präzises Werfen von Gegenständen auf ein Ziel ist eine besondere Fähigkeit des Menschen. Für einen effektiven zielgerichteten Wurf müssen drei sich bewegende Objekte präzise miteinander in Beziehung gebracht werden: Als Erstes der Werfer, der sich in einer bestimmten Abwurfposition befindet bzw. sich in eine solche bewegen muss. Zweitens der Wurfgegenstand, dessen Flugbahn vom Werfer in passender Weise vorausberechnet werden muss und Drittens das Ziel, dessen Bewegung bei der Planung der Flugbahn mit einbezogen werden muss (Calvin, 1983).

Das Benutzen eines Gegenstandes als Wurfwerkzeug wird außer beim Menschen in der Tierwelt bei verschiedenen Primatenarten beobachtet (Cleveland, Rocca, Wendt, & Westergaard, 2004; SUGIYAMA, 1979; G. C. Westergaard, Kuhn, Babitz, & Suomi, 1998; G. C. S. Westergaard, S. J., 1994). So wurde beobachtet, wie bei wildlebenden

Schimpansen und Gorillas Stöcke und Steine geworfen wurden, um an durch Klettern unerreichbare Nahrung zu kommen. Weiterhin wurden Gegenstände geworfen, um sich gegen Raubtiere oder Artgenossen zu verteidigen bzw. diese anzugreifen. Im Vergleich zu der sonst beobachteten Benutzung von Werkzeugen stellt bei den Primaten das Werfen ein eher uneffektives Werkzeug dar, da der Aktionsradius und die Präzision beim Werfen relativ gering sind (Darlington, 1975; Goodall, 1964; Nakamichi, 1998).

Andererseits gibt es Hinweise, dass Wurfbewegungen von Primaten richtig erkannt und auch selbstbestimmt geplant werden können, die Ausführung der Wurfbewegung aber nur schlecht oder gar nicht beherrscht wird. Im Zoo lebende Schimpansen wurden dabei beobachtet, wie sie sich aus eigenem Antrieb Steine beschafften, um sie bei späteren Gelegenheiten als Wurfgeschosse zu benutzen (Osvath, 2009). Rhesusaffen können ihre Reaktion auf eine von einem Menschen ausgeführte Wurfbewegung dahingehend anpassen, ob der Wurf für sie eine Bedrohung darstellt oder nicht (Wood, Glynn, & Hauser, 2007). Sie stimmten ihr Verhalten auf die Art des geworfenen Gegenstandes, die Blickrichtung und Position des Körpers des Werfers sowie die durch die Intensität der Ausführung der Wurfbewegung zu erwartende Wurfweite ab. Dabei waren die Affen aber selbst nicht in der Lage, eine Wurfbewegung auszuführen.

Die bei den Primaten beobachteten Würfe sind in der Mehrheit Unterarmwürfe, wobei der Abwurf unterhalb der Schulterlinie geschieht. Deutlich seltener wurden Wurfbewegungen in Form von seitlichem Schleudern und Oberarmwürfe beobachtet. Die bevorzugte Art der Wurfausführung und auch die Händigkeit waren vom jeweiligen Individuum abhängig (Leca, Nahallage, Gunst, & Huffman, 2008; SUGIYAMA, 1979; G. C. S. Westergaard, S. J., 1994).

### **1.1.2. Rolle des Werfens hinsichtlich der Evolution des Menschen**

Einige Studien schreiben dem Werfen eine große Bedeutung bei der Evolution des Menschen zu. Im Mittelpunkt stehen die Vorteile, die das Werfen bei der Nahrungsbeschaffung und beim Kampf mit anderen Menschen bzw. konstitutionell überlegenen Tieren bietet. Bei den heutigen Primaten sind dieses weiterhin die Haupteinsatzzwecke des Werfens geblieben, was oftmals als geeignetes Modell für die

Untersuchung der Evolution des Menschen herangezogen wird (G. C. Westergaard, Liv, Haynie, & Suomi, 2000).

Bei der Jagd wird der Vorteil des gezielten Wurfes in der vergrößerten Aktionsreichweite des Werfers gesehen. Er kann so auf eine Distanz eine zielgenaue effektive Aktion durchführen und gleichzeitig Abstand von möglichen Gefahren halten. So konnten größere Tiere mit geringerem Risiko für den Jäger erlegt oder bekämpft werden. Weiterhin konnten kleinere scheue Tiere, die dem Menschen in ihrer Geschwindigkeit und Wendigkeit überlegen waren, erfolgreich gejagt werden, wodurch sich allgemein die Situation der Nahrungsbeschaffung verbesserte (Calvin, 1983).

Außerdem wird das Werfen als bedeutsam bei der Entwicklung der Fähigkeiten des menschlichen Gehirns angesehen. Durch die Vorteile des Werfens für das Überleben wird vermutet, dass sich besondere vererbare Fähigkeiten des menschlichen Gehirns, wie die räumliche Vorstellung, das Abschätzen von Entfernungen oder das für den Abwurf notwendige präzise Timing, weiterentwickelt haben (Calvin, 1983; Darlington, 1975; Kolakowski, 1974). Das Werfen wird ebenfalls als wichtiger Faktor bei der Entwicklung der sprachlichen Kommunikation und beim sozialen Umgang in der Gruppe bewertet. Es wird vermutet, dass das Werfen dazu beigetragen hat, bei der Lösung von sozialen Konflikten eine Verschiebung von direkter Gewalt auf gezieltes, dosiertes Handeln auf die Entfernung bewirkt zu haben (Darlington, 1975).

Weitere Theorien vermuten, dass auch die Anatomie der menschlichen Hand im Laufe der Evolution an die Bedürfnisse des gezielten Werfens angepasst wurde. Im Vergleich zur Primatenhand ist der menschliche Daumen deutlich länger und erlaubt damit als Gegenpart, dass ein Wurfgegenstand sicher und präzise in der Hand gehalten werden kann. Die Entwicklung einer ausgeprägten Sensorik der Hand und der Finger ist darüber hinaus für ein präzises Öffnen der Finger für das Loslassen des Wurfgegenstandes beim Abwurf nötig (Young, 2003).

Die Tatsache, dass Männer beim Werfen im Schnitt bessere Leistungen erbringen als Frauen, wird als Folge der Rolle und Bedeutung des Werfens bei der menschlichen Evolution gesehen (J. Liu & Wrisberg, 2005; H. S. Müller, D, 2004; Peters, 1997; G. C. Westergaard et al., 2000).

Die Fähigkeit des Menschen, zielgenau zu werfen, hat in der heutigen Zeit weitgehend ihre überlebenswichtige Bedeutung verloren. Für die noch heute existierenden Naturvölker, die für die Jagd keine modernen Schusswaffen benutzen, ist das zielgenaue Werfen von Steinen, Speeren oder ähnlichen Objekten weiterhin eine sehr wichtige bis überlebensnotwendige Fähigkeit (Darlington, 1975). Auch in den Industrienationen sind Zielwurfbewegungen weiterhin an der Tagesordnung, wobei sie hauptsächlich im Zusammenhang mit sportlicher Betätigung und sportlichem Wettkampf auftreten.

## **1.2. Zielsetzung der Arbeit**

### **1.2.1. Betrachtung des Basketballwurfes als zielgerichtete Bewegung**

In der vorliegenden Arbeit wurde die zielorientierte Bewegung des Basketballwurfes aus Sicht der von Cusumano und Cesari (Cusumano & Cesari, 2006) eingeführten Theorie von Zieläquivalenten Mannigfaltigkeiten („goal equivalent manifolds“, GEM) betrachtet. Kernmotivation dieses Ansatzes ist, dass es für die Lösung einer zielorientierten Bewegungsaufgabe in der Regel keine eindeutige Lösung gibt. Die Anzahl der Freiheitsgrade des menschlichen Körpers ist größer als die für eine Lösung einer zielorientierten Bewegung notwendige Mindestanzahl, so dass es zu Redundanzen und damit zu multiplen Lösungsmöglichkeiten kommt.

Durch die Einführung sogenannter Zielfunktionen („goal functions“) wird eine mathematische Formulierung einer zielgerichteten Bewegung erreicht. Hierbei werden das Kernproblem der zu lösenden Aufgabe, die morphologischen Rahmenbedingungen des ausführenden Individuums und die geltende Physik der äußeren Bedingungen berücksichtigt. Eine Zielfunktion kann als eine Abbildung aus dem zugrunde liegenden Parameterraum aller möglichen momentanen Segmentkonfigurationen in den Raum aller denkbaren erfolgreichen und nicht erfolgreichen Ausgänge eines Lösungsversuches der Aufgabe aufgefasst werden. Eine Segmentkonfiguration, die eine Lösung der Zielfunktion darstellt, ist gleichbedeutend mit einer erfolgreichen Lösung der Zielaufgabe. Die Segmentkonfigurationen, die alle zu einer erfolgreichen Lösung der Aufgabe führen, werden in einer Mannigfaltigkeit zusammengefasst. Diese Mannigfaltigkeit wird als „goal equivalent manifold“, kurz GEM, bezeichnet und stellt eine Untermannigfaltigkeit des zugrunde liegenden Parameterraums dar. Alle Segmentkonfigurationen, die Element dieser Untermannigfaltigkeit sind, führen zu derselben Lösung der Bewegungsaufgabe.

Für die Untersuchung einer zielgerichteten Tätigkeit lassen sich beliebig viele Zielfunktionen miteinander kombinieren. Somit ist z.B. die Möglichkeit gegeben, ein allgemeines mathematisches Modell einer Bewegungsaufgabe auf spezifische Aktionsvariablen zu erweitern, was eine detailliertere Untersuchung der zielgerichteten

Aufgabe im Hinblick auf den Einfluss bestimmter Aktionsvariablen auf die Genauigkeit der Ausführung ermöglicht.

Als Beispiel:

Die Gleichung der Wurfparabel ( 1 )

$$f(x, z, \alpha, v) = -\frac{g}{2v^2 \cos^2(\alpha)} x^2 + \tan(\alpha) x + z \quad (1)$$

stellt eine Zielfunktion einer Wurfaufgabe dar. Über eine weitere Transformation mittels einer zusätzlichen Zielfunktion können die Abwurfparameter  $z, \alpha$  und  $v$  z.B. in Abhängigkeit der Aktionsvariablen des Winkels  $\beta$  und der Winkelgeschwindigkeit  $\dot{\beta}$  des Ellbogengelenkes eines Modells des Unterarmes betrachtet werden.

Bei einer erfolgreichen Lösung einer zielgerichteten Bewegung, konvergiert die Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des betrachteten Modells mit fortschreitender Zeit durch den Parameterraum in die GEM. Für ein Eindringen der Trajektorie in die GEM bedarf es, abhängig von deren geometrischen Ausdehnung, eines unterschiedlichen Kontrollaufwandes der relevanten Parameter. Der Prozess der Konvergenz in die GEM bietet die Möglichkeit, neue Hinweise auf Kontrollstrategien oder die den Erfolg einer zielgerichteten Bewegung bestimmenden Parameter zu finden.

#### 1.2.1.1. Approximation der GEM – Zeitpunkt des Eintritts

Bei einem Basketballwurf gibt es theoretisch unendlich viele unterschiedliche Flugtrajektorien  $\zeta_i$  des Balles, die in den Korb treffen. Jede Trajektorie wird durch ein Tupel

$$\zeta(t_0) = (x_0, y_0, z_0, \dot{x}_0, \dot{y}_0, \dot{z}_0) \quad (2)$$

eindeutig beschrieben. Das Tupel ( 2 ) beschreibt für den Zeitpunkt  $t_0$  des Abwurfes die Position im Raum und die momentanen Geschwindigkeitskomponenten des Balles. Die Variationsmöglichkeiten der einzelnen Parameter von ( 2 ) werden dadurch beschränkt, dass der Wurf von einem Menschen ausgeführt werden soll. Damit ergeben sich natürliche Einschränkungen für die Abwurfposition und realisierbare

Abwurfgeschwindigkeiten. Für diese Variante des Zielwurfes ergibt sich direkt aus dem Ansatz von Cusumano und Cesari (Cusumano & Cesari, 2006) die Existenz einer GEM  $\mathcal{G}$  im zu Grunde liegenden Parameterraum. Die Gleichungen des Schrägen Wurfes stellen eine mögliche Zielfunktion  $f$  dar. Der Parameterraum

$$\mathcal{P} = \{\boldsymbol{\zeta} \mid f(\boldsymbol{\zeta}, \boldsymbol{\eta}) = \boldsymbol{\kappa}\} \quad (3)$$

stellt mit dem Vektor  $\boldsymbol{\eta}$  als Position des Korbes die Menge aller möglichen treffenden und verfehlenden Flugtrajektorien des Balles dar. Die GEM

$$\mathcal{G} = \{\boldsymbol{\zeta} \mid f(\boldsymbol{\zeta}, \boldsymbol{\eta}) = 0\} \subset \mathcal{P} \quad (4)$$

stellt eine Teilmenge des Parameterraumes  $\mathcal{P}$  dar. Der momentane Bewegungszustand des Balles

$$\boldsymbol{\zeta}(t_i) = (x_i, y_i, z_i, \dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i) \quad (5)$$

ist während der Beschleunigungsphase zu jedem Zeitpunkt ein Element der Menge  $\mathcal{P}$ . Einer bestimmten Wurfbewegung kann damit eindeutig eine Trajektorie durch den Parameterraum  $\mathcal{P}$  zugeordnet werden. Diese Trajektorie beschreibt die Art und Weise, mit der der Werfer bei der Wurfausführung den Parameterraum exploriert. Bei einem erfolgreichen Wurf ist nach der Definition der momentane Bewegungszustand zum Zeitpunkt des Abwurfes  $\boldsymbol{\zeta}(t_0) \in \mathcal{G}$  ein Element der GEM. Damit muss es einen Zeitpunkt  $t_{\mathcal{G}}$  geben mit

$$\boldsymbol{\zeta}(t_{\mathcal{G}}) \in \mathcal{G} \text{ mit } \boldsymbol{\zeta}(t_{\mathcal{G}-1}) \in \mathcal{P} \setminus \mathcal{G}, \quad (6)$$

an dem der momentane Bewegungszustand des Balles zum ersten Mal im Verlaufe des Wurfes ein Element der GEM ist. Je früher die GEM erreicht wird, umso geringer sind die Koordinationsanforderungen für den Zeitpunkt des Abwurfes. Ab dem Zeitpunkt des Erreichens der GEM und unter der Voraussetzung, dass diese nicht wieder verlassen wird, wäre der Zeitpunkt des Abwurfes sogar beliebig wählbar.

In Anbetracht des relativ großen Durchmessers eines Basketballs ist es kaum möglich, den Ball fest zu greifen. Ein Kontakt zwischen der Hand des Werfers und des Balles ist dadurch nur solange möglich, wie die Hand eine Kraft auf den Ball ausübt und diesen beschleunigt. Der Zeitpunkt, an dem außer der Erdbeschleunigung keine weitere Beschleunigung auf den Ball wirkt, ist gleichzusetzen mit dem Zeitpunkt des Abwurfes.

Deshalb muss der Ball während der Wurfausführung kontinuierlich bis zum Abwurf beschleunigt werden. Ein Abbremsen des Balles während der Beschleunigungsphase durch den Werfer ist nicht möglich. Andererseits wäre für eine längere Verweildauer in der GEM ein Abbremsen des Balles nötig, um nach dem Erreichen der GEM diese aufgrund ihrer beschränkten Ausdehnung in Richtung des Geschwindigkeitparameters nicht wieder zu verlassen. Während der Beschleunigung des Balles verringert sich die Entfernung zum Korb. Damit verkleinert sich ebenfalls kontinuierlich die maximale Abwurfgeschwindigkeit, bei der der Ball gerade noch in den Korb trifft. Dies bedeutet, dass der Ball für ein längeres Verweilen in der GEM vor dem Abwurf abgebremst werden müsste, um geeignete Abwurfparameter beizubehalten. Ein ähnliches Phänomen zeigte sich bei den Untersuchungen von Sternad (Sternad, Duarte, Katsumata, & Schaal, 2001a, 2001b), wo ein Ball mit einem Schläger in vertikaler Richtung auf einer festen Höhe jongliert werden sollte. Je höher der Schläger den Ball trifft, umso geringer muss die Schlägerkopfgeschwindigkeit sein, damit der Ball auf eine konstante Höhe zurückspringt. Bei den Untersuchungen zeigte sich, dass der Kontakt mit dem Ball während der Aufwärtsbewegung des Schlägers, bei gleichzeitiger negativer Beschleunigung des Schlägerkopfes und damit Verringerung der Geschwindigkeit, stattfand.

Zielwurfbewegungen zeichnen sich durch ein präzises Timing des Abwurfes aus (Calvin, 1983; Hore, Timmann, & Watts, 2002; Hore & Watts, 2005; Hore, Watts, Martin, & Miller, 1995; McNaughton, Timmann, Watts, & Hore, 2004; Timmann, Watts, & Hore, 1999). Ein präzises Timing des Abwurfes gilt nicht als der alleinige, bestimmende Parameter beim Zielwurf, obwohl sich jeweils nur eine äußerst geringe Variabilität des Abwurfzeitpunktes zeigte (Smeets, Frens, & Brenner, 2002). Auftretende Variabilitäten beim Abwurfzeitpunkt werden dagegen mit Ungenauigkeiten in der Treffsicherheit des Wurfes in Verbindung gebracht (Hore et al., 2002; Hore, Watts, Tweed, & Miller, 1996; Timmann, Citron, Watts, & Hore, 2001; Timmann et al., 1999). Daher lässt sich vermuten, dass bei Zielwurfbewegungen die GEM nur für einen sehr geringen Zeitraum erreicht bzw. durchlaufen wird. Würde die GEM deutlich vor dem Abwurf erreicht werden, könnte man größere Variationen beim Abwurfzeitpunkt



erwarten, da während der Exploration der GEM der Zeitpunkt des Abwurfes ohne Beeinträchtigung des Wurferfolges gewählt werden könnte.

Zusammen mit der Überlegung, dass der Ball vor dem Abwurf kontinuierlich beschleunigt werden muss, lässt sich in Bezug auf den Zeitpunkt des Erreichens der GEM folgende Hypothese ableiten:

*Hypothese:* Die Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des Balles erreicht erst unmittelbar vor dem Abwurfzeitpunkt die GEM des Basketballwurfes. In der wurfvorbereitenden Phase kann die GEM nicht über einen längeren Zeitraum bzw. einen größeren Anteil des Beschleunigungsweges des Balles exploriert werden.

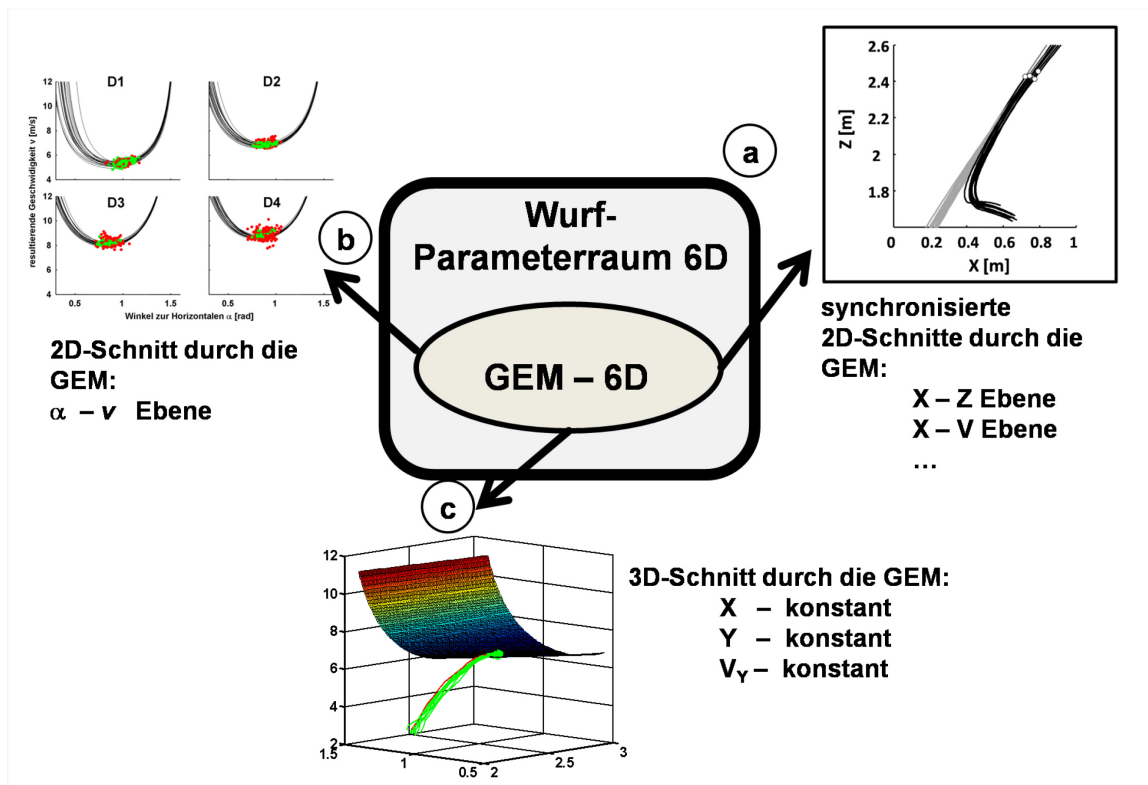
#### **1.2.1.2. Approximation der GEM – Koordination der Annäherungstrajektorie**

Damit beim Basketballwurf der Korb getroffen wird, muss die Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des Balles den zu Grunde liegenden Parameterraum durchqueren und schließlich den Unterraum der GEM erreichen. Der Verlauf der Trajektorie ist direkt an die individuelle Ausführung der Wurfbewegung gekoppelt. Erfahrungsgemäß weisen Basketballspieler mit höherem Könnensgrad im Gegensatz zu Anfängern eine deutlich bessere Treffsicherheit auf (Button, MacLeod, Sanders, & Coleman, 2003; Chiang & Liu, 2006; Hudson, 1982). Bezogen auf die GEM des Basketballwurfes ist dabei ungeklärt, ob Spieler mit unterschiedlichem Könnensgrad den Parameterraum des Wurfes auch auf unterschiedlichen Wegen durchlaufen. Es wäre denkbar, dass erfahrenere Werfer eine Trajektorie durch den Parameterraum wählen, die die geometrische Ausdehnung der GEM ausnutzt und damit den Konvergenzprozess in die GEM, im Hinblick auf die notwendige Kontrolle der Bewegung, verbessert. Unterschiede im Annäherungsverhalten an die GEM könnten ebenfalls Hinweise auf die geometrische Ausdehnung der GEM des Basketballwurfes geben.

Beim 3-dimensionalen Basketballwurf ist der zu Grunde liegende Parameterraum eine 6-dimensionale Menge, deren Elemente die in ( 5 ) dargestellte Form besitzen.

Bei Betrachtung einer Wurfbewegung im 2-dimensionalen Raum, z.B. in der Sagittalebene des Werfers, stellt der Parameterraum immerhin noch eine 4-dimensionale

Menge dar. Eine ganzheitliche Betrachtung des Annäherungsverhaltens mit graphischen Methoden ist daher nicht durchführbar. Eine Lösung bietet die Betrachtung des Annäherungsprozesses in geeigneten Schnittebenen und Schnitträumen durch den Parameterraum und die GEM. Mit der simultanen Betrachtung mehrerer Schnitte durch den Parameterraum können Rückschlüsse auf das globale Annäherungsverhalten gezogen werden. Voraussetzung hierfür ist eine Synchronisation der einzelnen Schnitte, die durch die wiederholte Einbeziehung desselben Parameters in jedem Schnitt erreicht werden kann. In dieser Arbeit wird dieser Ansatz verfolgt, wobei die horizontale Entfernung  $x$  zum Korb als Synchronisationsparameter gewählt wurde. Abbildung 1 fasst die in dieser Arbeit betrachteten Schnitte durch den Parameterraum des Basketballwurfes zusammen. In drei verschiedenen Schnittvariationen wurde der Verlauf der Trajektorie des Bewegungszustandes des Balles, in Bezug auf die im jeweiligen Schnitt identifizierte Lage und Ausdehnung der GEM, betrachtet. Einen Ansatz bildete die Betrachtung der auf 2 Dimensionen beschränkten Wurfbewegung in lateraler Ansicht in synchronisierten Schnitten statt (Abbildung 1a). Weiterhin wurden 2-dimensionale Schnitte bezüglich der geschwindigkeitsbasierten Parameter der Abwurfgeschwindigkeit  $v$  und des Abwurfwinkels  $\alpha$  des Balles betrachtet (Abbildung 1b). Ein dritter Ansatz stellt die Beobachtung der Durchquerung des Parameterraums in einem 3-dimensionalen Schnitt dar. Hierfür wurde die horizontale Entfernung zum Korb als konstanter Parameter gewählt (Abbildung 1c).



**Abbildung 1: Betrachtung der Durchquerung des Wurfparameterraums**

Übersicht über die in dieser Arbeit verwendeten Schnitte durch den Parameterraum des 2D bzw. 3D Basketballwurfes. In diesen Schnitten findet eine Betrachtung der Durchquerung des Parameterraumes während der Beschleunigungsphase des Balles, im Hinblick auf die Annäherung der GEM bei einem erfolgreichen Wurf, statt.

- (a) Betrachtung synchronisierter 2D Schnitte; horizontale Entfernung  $x$  zum Korb als Synchronisationsparameter
- (b) Betrachtung von 2D Schnitten der geschwindigkeitsbasierten Parameter  $\alpha$  und  $v$
- (c) 3D Schnitt bei konstanter Entfernung zum Korb und konstanten Parametern quer zur Wurfrichtung

Die Gestaltung des Beschleunigungsweges des Balles beim Basketballwurf, im Hinblick auf den Parameterraum und das Annäherungsverhalten der GEM, stand mit folgender Fragestellung im Mittelpunkt dieses Teils der vorliegenden Untersuchung:

- Wie verläuft die Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des Balles während der Beschleunigungsphase durch den Parameterraum im Hinblick auf die Lage und Ausdehnung der GEM des Basketballwurfes?
- Gibt es Unterschiede in den Verläufen von Werfern unterschiedlicher Könnensgrade hinsichtlich der Annäherung der GEM?

### **1.2.2. Koordination von Teilkörperbewegungen beim Basketballwurf**

Die Bewegung des Balles beim Basketballstandwurf resultiert aus der Koordination der einzelnen Körpersegmente. Die Koordination der Bewegung bestimmt damit über die Art und Weise, wie die GEM des Basketballwurfes angenähert wird. Es lässt sich vermuten, dass einzelne Segmentgruppen die Annäherung der GEM in unterschiedlichem Maße beeinflussen. Dieses wird dadurch gestützt, dass im Verlauf der Wurfausführung die Segmentgruppen des Wurfarmes und der Beine unterschiedliche Beiträge zur resultierenden Ballgeschwindigkeit leisten (Hayes, 1987). In der frühen Phase der Wurfbewegung liegt der Hauptbeitrag zur Ballgeschwindigkeit bei der Bewegung der Beinsegmente. Näher zum Abwurf verlagert sich der hauptsächliche Beitrag von der unteren Extremität zu den Segmenten des Wurfarmes, wobei der Beitrag der Wurfhand beim Abwurf bestimmend ist. Diese Teilkörperbewegungen bestimmen gleichzeitig die Annäherung an die GEM.

Bei einem Basketballstandwurf müssen alle Segmente des Ober- und Unterkörpers miteinander koordiniert werden. Im Mittelpunkt stehen die Streckbewegung der Beine und die Bewegung des Wurfarmes. Man kann sich die Gesamtbewegung aus diesen beiden Teilbewegungen zusammengesetzt vorstellen, die in ihrer Wirkungsweise beide unterschiedliche Richtungen aufweisen. Die Beinbewegung bewirkt im Wesentlichen eine vertikale Bewegung des Schwerpunktes, was sich z.B. deutlich bei der Betrachtung der Trajektorien des Schultergelenkes einer Wurfserie zeigt (Button et al., 2003; H. Müller, 2001). Dieser hauptsächlich vertikale Beitrag der Beinbewegung (Tsarouchas, Kalamaras, & Giavroglou, 1988) würde durch die fehlende notwendige horizontale Bewegungskomponente alleine nicht ausreichen, um den Ball in Richtung des Korbes zu werfen. Hieraus lässt sich folgern, dass dem Ball die fehlende horizontale Bewegungskomponente vom Wurfarm erteilt werden muss. Andererseits kann bei sehr geringen Wurfentfernungen, z.B. aus unmittelbarer Nähe des Korbes, der Ball alleine durch eine Bewegung des Wurfarmes geworfen werden. Der Wurfarm kann damit dem Ball eine horizontale und eine vertikale Bewegungskomponente erteilen. Würfe, ausschließlich aus dem Wurfarm, bilden eher die Ausnahme und werden nur bei sehr geringen Korbentfernungen beobachtet. Bei mittleren bis größeren Wurfentfernungen wird in der Regel ein Zusammenwirken der Teilbewegungen des Wurfarmes und der

Beine beobachtet. Spaltet man gedanklich die Bewegung des Basketballwurfes in diese zwei Hauptbewegungsanteile auf, so stellt sich die Frage nach deren Koordination bei der Wurfausführung. Für die zeitliche Sequenz der beiden Teilkörperbewegungen ergeben sich drei verschiedene Möglichkeiten: Die Bewegung des Wurfarmes startet vor der Streckbewegung der Beine, beide Bewegungen starten gleichzeitig und werden simultan ausgeführt oder die Armbewegung beginnt mit einer gewissen Verzögerung nach der Beinbewegung.

Das Timing dieser beiden Teilkörperbewegungen hat eine zentrale Bedeutung bei der Betrachtung der gesamten Wurfbewegung. Durch die unterschiedlichen Beitragsrichtungen der Arm- und Beinbewegungen bestimmt deren zeitliche Koordination die resultierende Bewegungsrichtung des Balles zum Zeitpunkt des Abwurfs. Die Koordination beider Teilbewegungen bestimmt damit maßgeblich die Art und Weise der Annäherung der GEM des Basketballwurfes.

Es finden sich Hypothesen, dass den Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper unterschiedliche Aufgabenbereiche beim Zielwurf zugeordnet werden können (Chiang & Liu, 2006; Hirashima et al., 2002; Y. T. Liu et al., 2006). Besonders die Bewegungen der distalen Segmente des Wurfarmes sollen vorrangig für die Präzision des Wurfes verantwortlich sein. Die Bewegung der Beine soll dabei entscheidend für das Erreichen einer hohen Abwurfgeschwindigkeit sein und damit maßgeblich die Wurfweite bestimmen (Hirashima et al., 2002). Liu (Y. T. Liu et al., 2006) und Chiang (Chiang & Liu, 2006) fanden bei der Untersuchung von insgesamt drei Basketballspielern, dass bei allen Probanden bei schrittweiser Erhöhung der Wurfentfernung eine kontinuierliche Steigerung der maximalen Winkelgeschwindigkeiten der Gelenke des Beines zu beobachten war. Bei den maximalen Winkelgeschwindigkeiten der oberen Extremität wurden keine vergleichbaren, einheitlichen Trends festgestellt. Hieraus wurde eine Hauptverantwortlichkeit der Beinbewegungen für die Wurfweite und der Armbewegungen für die Präzision des Wurfes gefolgert. Toyoshima (Toyoshima S., 1974) folgerte aus seinen Ergebnissen, dass die Streckung des Ellbogengelenkes nur einen geringen Einfluss auf die resultierende Abwurfgeschwindigkeit eines Baseballs hat. Weitere Studien unterstreichen die Bedeutung der distalen Segmente des Armes im Hinblick auf die Präzision einer Bewegung. Sakurai (Sakurai & Ohtsuki, 2000) folgerte,

dass die Koordination des Handgelenks eine große Bedeutung bei der präzisen Ausführung des Schmetterschlages beim Badminton hat. Die Untersuchungen von Hore (Hore, Watts, & Martin, 1996; Hore et al., 1995) unterstrichen die Bedeutung der Fingerbewegungen beim Abwurf hinsichtlich der Präzision beim Abwurf, wogegen von den Fingern kein bedeutsamer Einfluss auf die Abwurfgeschwindigkeit ausgeht.

Bei der Untersuchung der Koordination einer Wurfbewegung sind Modellbetrachtungen sehr hilfreich. Hier bietet sich die Möglichkeit, bestimmte Parameter gezielt zu ändern und die Auswirkung dieser Änderung auf die Bewegungsausführung zu beobachten. In mehreren Studien wurden Modelle eines Wurfarmes betrachtet, die für die Untersuchung der Koordination der Armsegmente genutzt wurden (Alexander, 1991; Chowdhary & Challis, 1999, 2001; Edmondstone, 1993; Herring & Chapman, 1992). Speziell für die Wurfbewegung beim Basketball finden sich keine Studien, in denen ein Wurfmmodell des Armes oder des ganzen Körpers erstellt und genutzt wurde. Modellierungen beim Basketballwurf behandeln die Bewegung des Balles ab dem Zeitpunkt des Abwurfs und die mögliche folgende Interaktion zwischen Ball und den Aufbauten des Korbes (Brancazio, 1980; Hamilton & Reinschmidt, 1997; Okubo & Hubbard, 2006; Silverberg, Tran, & Adcock, 2003; Tan & Miller, 1981; Tran & Silverberg, 2008). Segmentmodelle könnten ebenfalls bei der Untersuchung der GEM des Basketballwurfes zum Einsatz kommen. Durch Einführung zusätzlicher geeigneter Zielfunktionen bietet sich die Möglichkeit der Untersuchung von speziellen Aktionsvariablen im Hinblick auf deren Einfluss auf die Approximation der GEM. Diese Aktionsvariablen können dabei in direktem Zusammenhang mit z.B. kinematischen Parametern einzelner Teilbewegungen des Modells stehen.

Die Untersuchung der Koordination der beiden Teilkörperbewegungen des Ober- und Unterkörpers bei der Wurfausführung stellte ein Ziel der vorliegenden Arbeit da. Für die Untersuchung wurde ein einfaches Modell des menschlichen Körpers bei der Wurfausführung erstellt, das sich aus zwei Federn und zwei Massen zusammensetzt. Der Einsatz von Feder-Masse-Modellen hat sich bei der Simulation der Beinbewegungen beim Hüpfen und Rennen bereits in mehreren Studien bewährt (Blickhan, 1989; Blickhan et al., 2007; Grimmer, Ernst, Gunther, & Blickhan, 2008).

Dieser einfache Modellansatz bietet den Vorteil einer guten Zugänglichkeit und Kontrolle der einzelnen Modellparameter. Die beobachtete, hauptsächlich Vertikalbewegung des Körperschwerpunktes beim Wurf lässt sich dabei mit Hüpfen auf der Stelle mit zu geringer Intensität für eine Flugphase vergleichen. Ein solches Verhalten würde ein Feder-Masse-Modell einer Hüpfbewegung zeigen, wenn die Feder eine zu geringe Steifigkeit bzw. zu geringe anfängliche Auslenkung hat, dass das Modell vom Boden abheben könnte. Bei der Modellierung der Beinbewegung wird das Kniegelenk durch eine Feder ersetzt, die gedacht Hüft- und Sprunggelenk miteinander verbindet z.B. (Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991; Geyer, Seyfarth, & Blickhan, 2006; Grimmer, Ernst, Gunther, & Blickhan, 2008b; Seyfarth, Geyer, Gunther, & Blickhan, 2002). Für die Darstellung der zweiten Teilbewegung des Oberkörpers wurde ein zweites Feder-Masse-Modell benutzt, dass mit dem ersten fest gekoppelt wurde. Bei der Modellierung des Wurfarmes kam dasselbe Prinzip wie bei der Modellierung der Beinbewegung zum Einsatz. Das Ellenbogengelenk wurde ebenfalls durch eine Feder ersetzt, die Hand- und Schultergelenk miteinander verbindet. Da die Teilkörperbewegungen in unterschiedlicher Richtung Beiträge zur Bewegung des Balles liefern, wurden die beiden Feder-Masse-Modelle so verbunden, dass die den Wurfarm darstellende Feder mit der Horizontalen einen Winkel einschließt, der im Bereich eines realen Abwurfwinkels eines Basketballwurfes liegt.

Ein solches Modell bietet die Möglichkeit, die Koordination der Teilkörperbewegungen des Ober- und des Unterkörpers beim Basketballwurf mit einem überschaubaren Parametersatz zu untersuchen. Eine Wurfbewegung ließe sich dadurch simulieren, dass beide Federn vorgespannt werden und zu unterschiedlichen, definierten Zeitpunkten entspannt werden. Hierdurch lassen sich unterschiedliche zeitliche Sequenzen der beiden Teilkörperbewegungen untersuchen. Durch Anpassung der Steifigkeit und der anfänglichen Auslenkung der beiden Federn kann das Modell auch für die Simulation von Würfen auf unterschiedliche Entfernungen genutzt werden. Die Anpassungen des Modells für unterschiedliche Wurfweiten könnten neue Erkenntnisse hinsichtlich unterschiedlicher Aufgabenbereiche der Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper bieten.

Im Hinblick auf die Teilkörperbewegungen des Ober- und des Unterkörpers beim Basketballwurf sollen in dieser Arbeit folgende Fragestellungen untersucht werden:

- Inwieweit lassen sich die Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper tatsächlich voneinander abgrenzen?

Welche zeitliche Sequenz der Kopplung beider Teilkörperbewegungen liegt beim Basketballwurf vor?

Welchen Einfluss hat eine Veränderung der zeitlichen Sequenz der Teilkörperbewegungen auf die Art und Weise der Annäherung der GEM?

Welche Koordinationsmuster zeigen sich innerhalb der beiden Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper bezüglich der einzelnen Gelenke?

- Lassen sich den beiden Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper unterschiedliche Aufgabenbereiche zuordnen?

Liegt die Hauptverantwortlichkeit der Bewegungen des Unterkörpers beim Erzielen einer genügend großen Abwurfgeschwindigkeit für das Erreichen der notwendigen Wurfweite?

Ist die Teilkörperbewegung des Oberkörpers ausschließlich für die Präzision des Wurfes verantwortlich?



Der Aufbau dieser Arbeit ist wie folgt:

An die Zielsetzung der Arbeit schließt sich eine Übersicht des Forschungsstandes hinsichtlich des Themas dieser Arbeit an.

Zu Beginn gibt es eine Übersicht über bestehende Forschungsschwerpunkte von Wurfbewegungen im Allgemeinen. Weiterhin werden grundlegende Studien zum Basketballwurf vorgestellt, die den Fokus auf den Korbwurf richten. Nach der Vorstellung von Arbeiten zu Beiträgen und zur Koordination von Teilkörperbewegungen bei Wurfbewegungen, werden bestehende Betrachtungsweisen von zielorientierten Bewegungen dargestellt. Den Abschluss bilden Studien, die sich mit Variabilitäten bei der Ausführung von Wurfbewegungen beschäftigen.

Im anschließenden Teil werden die verwendeten Methoden zur Klärung der aufgeworfenen Fragestellungen und Hypothesen dargestellt. Dieser Teil beginnt mit der Darstellung der Teilnehmer der Studie und dem Aufbau und Nutzung der verwendeten Messinstrumente. Danach folgen die Darstellung der betrachteten Parameter und der Methoden zur Auswertung der gemessenen Daten.

Die Darstellung der Ergebnisse geschieht thematisch zweigeteilt. Im ersten Teil werden die Ergebnisse hinsichtlich der Betrachtung des Basketballwurfes als zielorientierte Bewegung dargestellt. Der zweite Teil beschäftigt sich hingegen mit den Teilkörperbewegungen der Basketballwurfbewegung. Hier findet eine weitere Unterteilung statt, indem zuerst die Ergebnisse der Untersuchung der Wurfbewegungen der Probanden dargestellt werden, die dann den Simulationsergebnissen einer Modellbetrachtung der Basketballwurfbewegung gegenüber gestellt werden.

Zum Abschluss der Arbeit findet die Diskussion der Ergebnisse im Zusammenhang der bestehenden Erkenntnisse von Zielwurfbewegungen und Basketballwurfbewegungen im Speziellen statt.

### **1.3. Stand der Forschung**

#### **1.3.1. Wurfbewegungen als allgemeiner Forschungsgegenstand**

##### **1.3.1.1. Erhöhte Belastung des Schultergelenkes bei Wurfbewegungen**

Vor allem bei Wurfbewegungen, bei welchen es auf eine möglichst hohe Abwurfgeschwindigkeit ankommt, steht die Biomechanik des Schultergelenkes im Mittelpunkt des Interesses. Durch die hohen strukturellen Belastungen bei der Wurfausführung kann es hier schnell zu Verletzungen und Veränderungen kommen, die die Wurfleistung deutlich beeinträchtigen können. In der deutschsprachigen Literatur spricht man hier von einer sogenannten „Werfer- oder Sportlerschulter“ (Salzmann, Sandmann, & Imhoff, 2005). Die Arbeit von Atwater (1979) liefert diesbezüglich eine grundlegende Übersicht. Der Fokus lag hier auf der Biomechanik von Wurfbewegungen beim Baseball, Football und beim Speerwurf. Den Zusammenhängen zwischen spezifischen Verletzungen im Schulter- und Ellbogenbereich und der Mechanik der Wurfausführung wurde besondere Aufmerksamkeit geschenkt. In die gleiche Richtung gehen die Betrachtungen bestehender Literatur von Fleisig und Wilk (Fleisig, Barrentine, Escamilla, & Andrews, 1996; Wilk, Meister, Fleisig, & Andrews, 2000). Wurfbewegungen werden hier als die schnellsten menschlichen Bewegungen angesehen, die vor allem im Schulterbereich zu äußerst hohen Belastungen führen können. Es wird dabei die Notwendigkeit eines speziellen vorbereitenden Trainings von Werfern diskutiert, damit Verletzungsrisiken so weit möglich minimiert werden können.

Weitere Studien beschäftigten sich mit der Kinematik der Schulter beim Werfen (Borsa, Dover, Wilk, & Reinold, 2006; Ishida, Murata, & Hirano, 2006; Meyer et al., 2008), mit den Aktivierungsmustern der Muskulatur beim Werfen (Escamilla & Andrews, 2009; Glousman et al., 1988; Hancock & Hawkins, 1996; Hirashima et al., 2002; Jobe, Tibone, Perry, & Moynes, 1983) und den durch das Betreiben einer Wurfart möglichsten verletzungsbedingten Folgen für den Schulterbereich (Kelly, Barnes, Powell, & Warren, 2004; Ouellette et al., 2008; Ranson & Gregory, 2008; Wilk et al., 2009; Xue & Masuda, 1997).

**1.3.1.2. Koordination des kraftvollen Wurfes beim heranwachsenden Menschen**

Mit der Betrachtung der Entwicklung des kraftvollen Wurfes bei Kindern versuchte man, ein tieferes Verständnis der Motorik von Wurfbewegungen zu erlangen. Mehrere Studien untersuchten die Entwicklung der Wurffähigkeit und die Kinematik des Wurfes bei Kleinkindern und Kindern, mit zum Teil regelmäßiger Kontrolle der Fortschritte und Veränderungen im Abstand von Monaten oder Jahren (Langendorfer & Roberton, 2002; Marques-Bruna & Grimshaw, 1998; Runion, Roberton, & Langendorfer, 2003; Teixeira & Gasparetto, 2002). Man erhoffte sich neue Erkenntnisse über die motorische Entwicklung des Werfens, da Wurfbewegungen in höherem Maße von äußeren Bedingungen, wie Lernen und Übung, beeinflusst gelten im Gegensatz zu Bewegungen wie Rennen oder Laufen, die überwiegend als ontogenetisch betrachtet werden.

**1.3.1.3. Zielgenauigkeit bei Wurfbewegungen als ungeklärtes Phänomen**

Im Fokus steht hier die Untersuchung der Kontrollmechanismen, die es dem Menschen beim Werfen erlauben, ein Ziel reproduzierbar präzise zu treffen. Das Forschungsinteresse begründet sich darauf, dass die Kontrolle der Körpersegmente bei Wurfbewegungen durch die relativ kurze Ausführungsdauer nicht alleine über Closed-Loop Modelle, unter Verwendung von sensorischem Feedback, erklärt werden kann. Ein Zeitfenster von etwa 200ms überdeckt in einer groben Abschätzung die Dauer der meisten Wurfbewegungen. Ein solches Zeitfenster ist nicht ausreichend, um auf Grundlage von sensorischem Feedback eine Änderung der Bewegungsausführung durch eine Veränderung der muskulären Aktivierungsmuster herbeizuführen. Diesbezüglich zeigt sich in der Literatur einheitlich die Meinung, dass Wurfbewegungen vornehmlich durch eine Feed-Forward Kontrolle, mit Einsatz von ganzheitlichen Bewegungsprogrammen, gesteuert werden (Chowdhary & Challis, 1999; Timmann et al., 2001; Timmann et al., 1999; Van Soest, Bobbert, & Van Ingen Schenau, 1994).

#### **1.3.1.4. Timing des Abwurfes als bestimmender Faktor der Zielgenauigkeit**

Ein bestimmendes Kriterium für die Präzision eines zielgerichteten Wurfes ist das Timing des Abwurfes. Zahlreiche Untersuchungen beschäftigten sich mit der Koordination des Fingeröffnens beim Abwurf des Wurfobjektes. Calvin (Calvin, 1983) stellte diesbezüglich theoretische Überlegungen über das mögliche Zeitfenster des Abwurfes bei einem Steinwurf an, so dass der Stein immer noch sein Ziel trifft. Nach diesen Berechnungen verkleinert sich bei größeren Distanzen dieses Zeitfenster auf unter 1ms für einen erfolgreichen Wurf. Hore (Hore et al., 1995) untersuchte gezielt das Timing der Fingeröffnung während des Abwurfs beim Zielwurf. Hierzu wurden unter Laborbedingungen gezielte Würfe aus sitzender Position mit fixiertem Oberkörper auf ein festes Ziel ausgeführt. Bei den Untersuchungen wurde der Beginn der Fingeröffnung beim Abwurf mit bestimmten Phasen der Handkinematik synchronisiert. Verglichen mit der senkrechten Position der Hand im Raum variierte die Zeit bis zum Abwurf nur um etwa 10ms. Eine Änderung der Wurfdistanz zeigte keinen Einfluss.

Bei Wurfbewegungen von Schlaganfallpatienten fand man dagegen deutlich größere Variabilitäten des Zeitpunkts der Fingeröffnung im Vergleich zur Wurfkinematik. Die Fähigkeit gezielt zu werfen ist zudem bei solchen Patienten stark eingeschränkt. Man folgerte daraus, dass die eingeschränkte Fähigkeit einer kontrollierten und präzisen Fingeraktion beim Abwurf in hohem Maß für die beobachteten Ungenauigkeiten beim Werfen verantwortlich ist. Gleichzeitig sah man Hinweise, dass die Fingerbewegungen zumindest zum Teil auf komplexe, zentrale Steuerungsmuster zurückzuführen sind (Hore et al., 2002; Timmann et al., 2001; Timmann et al., 1999).

Mehrere Ansätze beschäftigten sich mit den Mechanismen, die für die präzise Steuerung der Fingerbewegungen verantwortlich sein könnten.

Aus den Untersuchungen von geführten Armbewegungen ohne visuelle Kontrolle folgerte Cordo, dass kinästhetische Parameter wie Gelenkwinkelstellungen und Gelenkwinkelgeschwindigkeiten großen Einfluss auf die Steuerung der Fingerbewegungen haben und versuchte diese Ergebnisse auf Wurfbewegungen zu übertragen (P. Cordo, Carlton, Bevan, Carlton, & Kerr, 1994; P. J. Cordo, 1988). Durch die kurze Bewegungsdauer bei Würfen ist eine überwiegende kinästhetische Kontrolle der Fingerbewegung eher unwahrscheinlich, aber auch nicht grundsätzlich

auszuschließen. So vermutete man Feedbackinformation über die Muskelspannung als einen Auslöser für Fingerbewegungen (Hore, Watts, & Tweed, 1996).

Bei nachfolgenden Studien erwies sich das präzise Timing des Abwurfes nicht als der alleinige, bestimmende Faktor für die Präzision eines Wurfes. Hore (Hore & Watts, 2005) fand Hinweise, dass die Fingeröffnung beim Abwurf durch eine zentrale räumliche Kontrolle, bezüglich der Position und Orientierung der Hand im Raum, bestimmt wird. Die Position der Wurfhand auf ihrer geplanten Trajektorie schien mehr Einfluss auf den Zeitpunkt der Fingeröffnung zu haben, als eine alleinige zentrale Steuerung des Zeitpunktes. Dieses wird durch die Ergebnisse von Watts (Watts, Pessotto, & Hore, 2004) bei der Untersuchung von Würfeln auf unterschiedlich hoch angeordnete Ziele unterstützt. Man fand heraus, dass hier das Timing des Abwurfes bezüglich spezieller Landmarken der Handkinematik eine größere Konstanz zeigte, als der Zeitpunkt des Abwurfes alleine. Die benötigte unterschiedliche Neigung der Flugbahnen zum Treffen des Ziels wurde durch Veränderungen im Verlauf der Handtrajektorie erreicht und z.B. nicht durch ein späteres Loslassen des Balles.

Solche Kontrollmechanismen, die auf einem konstanten Timing der Fingeröffnung bezüglich der Handkinematik basieren, sah man als sehr ökonomische Variante der Steuerung des Abwurfes durch das zentrale Nervensystem an.

Zu ähnlichen Ergebnissen kam man bei der Untersuchung von Würfeln mit unterschiedlicher Geschwindigkeit von Werfern mit unterschiedlichem Könnensgrad. Bei den unerfahrenen Werfern waren Unterschiede in der Ballgeschwindigkeit beim Abwurf eng mit Unterschieden im Timing beim Loslassen des Balles verknüpft. Bei den erfahrenen Werfern zeigten sich diesbezüglich deutlich geringere Unterschiede beim Timing des Abwurfes. Unterschiede in der Ballgeschwindigkeit wurden hier durch unterschiedliche Geschwindigkeiten bei der Bewegung des Wurfarmes hervorgerufen. Das Timing der Fingerbewegung war bei den erfahrenen Werfern enger an den Weg der Wurfhand im Raum gekoppelt (Jegede, Watts, Stitt, & Hore, 2005).

Smeets (Smeets et al., 2002) kam bei Untersuchungen des Dartwurfes ebenfalls zu dem Ergebnis, dass das Timing des Abwurfes nicht der alleinige bestimmende Faktor für die Genauigkeit des Wurfes ist. Beim Dartwurf, bei dem die Präzision das zentrale Ziel ist, stand ein präzises, reproduzierbares Timing des Abwurfes nicht im Vordergrund. Die

Bewegung wurde eher so ausgeführt, dass Schwankungen bei der Abwurfgeschwindigkeit minimiert wurden. Man vermutete, dass Variationen des Timings beim Abwurf dazu dienten, Ungenauigkeiten in der Handtrajektorie ausgeglichen. Smeets folgerte daraus, dass die Präzision beim Dartwurf nicht durch das Timing der Fingerbewegungen, sondern mehr durch eine mangelnde Genauigkeit der Handtrajektorie im Raum begrenzt wird.

#### **1.3.1.5. Armdominanz bei der Zielgenauigkeit von Wurfbewegungen**

In der Regel hat ein Mensch hinsichtlich seiner Wurf- und Trefferleistung einen dominanten und einen nicht-dominanten Arm. Die dominante Seite zeichnet sich dadurch aus, dass hier im Vergleich zur nicht-dominanten Seite durchweg bessere Trefferleistungen und absolut höhere Wurfgeschwindigkeiten erreicht werden können. Durch Übung lassen sich die Leistungen beider Seiten steigern (Kudo, Tsutsui, Ishikura, Ito, & Yamamoto, 2000; McDonald, van Emmerik, & Newell, 1989). Mit Untersuchungen von Wurfbewegungen der dominanten und der nicht-dominanten Seite versuchte man Parameter zu finden, die die unterschiedliche Trefferleistung erklären können.

So zeigte sich, dass die Variabilitäten in den Gelenkwinkeln bei der nicht-dominanten Seite im Vergleich größer waren. Zusätzlich fand man auch größere Variabilitäten beim Beginn der Fingeröffnung für den Abwurf (Hore, Watts, Tweed et al., 1996). Vor allem die Variabilitäten der distalen Gelenke des Wurfarmes, insbesondere die der Finger, sah man als hauptverantwortlich für die geringere Treffsicherheit der nicht-dominanten Seite an.

Bei der Untersuchung von Dartwurfbewegungen fand McDonald (McDonald et al., 1989) beim Wurfarm der nicht-dominanten Seite absolut größere Kreuzkorrelationen zwischen den einzelnen Gelenken. Für beide Wurfarmseiten ergaben sich jeweils konsistente Handtrajektorien zwischen den einzelnen Würfeln einer Serie.

Hore (Hore, O'Brien, & Watts, 2005) fand bei gezielten Würfeln mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten, dass sich überraschender Weise bei der dominanten Seite deutliche Unterschiede in den Gelenkwinkeln und den Stellungen der Segmente zueinander

zeigten. Bei der nicht-dominanten fanden sich deutlich stabilere Konstellationen zwischen den einzelnen Segmenten. Trotz der beobachteten Variationen der dominanten Seite zeigte sich im Resultat ein konsistenter Weg der Hand. Bei der nicht-dominanten Seite sah man eine größere Konsistenz in der Bewegungsausführung bei unterschiedlichen Wurfgeschwindigkeiten, so dass schnelle Würfe als Zeitrafferaufnahme von langsamen Würfen erschienen. Durch die schlechtere Trefferleistung, trotz größerer Konsistenz der Bewegung, folgert man, dass die beobachteten Koordinationsmuster der nicht-dominanten Seite eine frühere Lernstufe darstellten. Diese Muster sollen bei zunehmender Bewegungserfahrung durch komplexere Muster ersetzt werden, bei denen spezielle, mechanische und kompensatorische Effekte des Muskel-Skelett-Systems genutzt werden können.

#### **1.3.1.6. Nutzung und Kompensation von Interaktionsmomenten beim Zielwurf**

Damit bei einer Wurfbewegung das Ziel getroffen wird, müssen die einzelnen Körpersegmente und –gelenke durch das Zentrale Nervensystem miteinander koordiniert werden. Durch das Gegenwirkungsprinzip kommt es dabei in einer Segmentkette durch in einem Gelenk wirkende Drehmomente zu Wechselwirkungen mit angrenzenden Gelenken, die für ein präzises Treffen des Ziels bei der Planung der Bewegungsausführung mit einberechnet werden müssen. Diese Interaktionsmomente (interaction torque) zwischen einzelnen Gelenken standen bei mehreren Studien im Mittelpunkt.

Erste Untersuchungen dieser Effekte findet man in der Studie von Hirashima (Hirashima, Kudo, & Ohtsuki, 2003). Hier führten Probanden Würfe mit drei unterschiedlichen Geschwindigkeiten aus, wobei für jedes Gelenk der oberen Extremität die entsprechenden Muskel- und Interaktionsmomente berechnet wurden. Man fand, dass das Muskelmoment des Schultergelenkes, neben der Aufgabe dieses Gelenk zu bewegen, ursächlich für Wechselwirkungen in den weiter distalen Gelenken des Wurfarms ist. Die von der Schulter erzeugten passiven Interaktionsmomente unterstützten u.a. eine schnelle Streckbewegung des Ellbogengelenkes bei schnellen Würfen. Dagegen zeigte sich, dass die am Handgelenk auftretenden Interaktionsmomente

dem wirkenden Muskelmoment immer entgegengesetzt waren. Man vermutete, dass dieser Mechanismus eine konstante Winkelgeschwindigkeit des Handgelenkes beim Abwurf unterstützte, was die Präzision des Wurfes förderte. Den Interaktionsmomenten wurden sowohl unterstützende als auch kompensierende Wirkungen auf die wirkenden Muskelmomente zugeschrieben. Der stabilisierenden Wirkung der Interaktionsmomente auf das Handgelenk schrieb man eine Entlastung der motorischen Kontrolle dieses Gelenkes und damit eine Erleichterung der Steuerung der Fingerbewegungen zu.

Folgende Studien zeigten, dass passive Momente, statt der vermuteten stabilisierenden Wirkung auf das Handgelenk, für eine Erhöhung der Winkelgeschwindigkeit bei der Beugung des Handgelenkes ausgenutzt werden (Debicki, Gribble, Watts, & Hore, 2004). Die unterschiedlichen Ergebnisse führte man darauf zurück, dass im ersten Fall eine auf 2D beschränkte, in sitzender Haltung ausgeführte Wurfbewegung untersucht wurde und im anderen Fall eine natürliche Wurfbewegung in 3D. Zusätzlich stellte man bei der Muskulatur des Handgelenkes eine mit der Wurfgeschwindigkeit steigende Koaktivierung fest, deren Sinn in der Dämpfung der auftretenden passiven Momente vermutet wurde. Dieses wurde dadurch unterstützt, dass sich im Handgelenk bei allen Probanden konstante Gelenkwinkelstellungen beim Abwurf unabhängig von der Wurfgeschwindigkeit zeigten. Letztendlich schloss man, dass passive Interaktionsmomente zum Einen zur Vermeidung negativer Einflüsse bei der Bewegungsplanung mit einfließen, gleichzeitig aber auch vorteilhaft für die Bewegungsausführung ausgenutzt werden.

Ähnliche Einflüsse von Interaktionsmomenten wurden auch für das Ellenbogengelenk gefunden. Beim schnellen Werfen eines Baseballs beobachtete man bei erfahrenen Werfern kurz vor dem Abwurf eine deutliche Abbremsung des Ellbogengelenkes, die als Folge der wirkenden Interaktionsmomente angesehen wurde (Hore, Debicki, & Watts, 2005). Dieser Effekt wurde nur zum Teil der beugenden Muskulatur im Ellbogengelenk zugeschrieben, da hier nur vergleichsweise geringe Aktivierungen gemessen wurden. Man vermutete, dass spät auftretende Rotationen im Schultergelenk für das Auftreten von bremsenden, passiven Drehmomenten im Ellbogengelenk mit verantwortlich sind. Es zeigte sich, dass zwar die Bewegung im Ellbogengelenk vor



dem Abwurf abgebremst wurde, die Rotation des gesamten Unterarmsegmentes aber hierdurch nicht merklich beeinflusst wurde.

### **1.3.2. Wurfbewegungen beim Basketball**

Beim Korbwurf beim Basketball handelt es sich um eine Zielwurfbewegung. Auf höchstem Niveau werden beim unbedrängten Freiwurf von erfahrenen, guten Werfern Trefferquoten zwischen 80% und 90% erreicht. Solche hohen Trefferquoten sind für die Wissenschaft dahingehend motivierend, dass versucht wird, Gesetzmäßigkeiten und Parameter aufzudecken, die für den Wurferfolg bestimmend sind. Da die Trefferausbeute der entscheidende Faktor für den Gewinn eines Spieles ist, besteht ein hohes Interesse, den Wurf unter allen Bedingungen und Gegebenheiten zu untersuchen und zu optimieren.

#### **1.3.2.1. Beeinflussung des Wurferfolges durch äußere Faktoren**

Man untersuchte die individuellen Verhaltensweisen und Rituale von Spielern vor einem Freiwurf, im Hinblick auf eine mögliche Beeinflussung der Trefferleistung. In einer ersten Studie fand Southard (Southard, Miracle, & Landwer, 1989) in diesem Zusammenhang keinen signifikanten Einfluss der äußeren Umgebung auf die Trefferleistung des einzelnen Spielers. Eine spätere Untersuchung zeigte, dass das relative Timing der Wurfvorbereitung einen signifikanten Einfluss auf die Trefferleistung hat (Southard & Miracle, 1993). Der Rhythmus der einzelnen Rituale erwies sich dabei als bedeutsamer als die absolute Zeit, die für die Abfolge der einzelnen Handlungen zur Verfügung steht. Man vermutete, dass die Handlungen, die ausschließlich vom Spieler kontrolliert werden konnten und damit unabhängig von der umgebenden Situation waren, den größten Einfluss auf den Wurferfolg hatten.

Lonsdale (Lonsdale & Tam, 2008) konnte bei der Auswertung von über 280 Freiwürfen von Spielen auf nationaler Ebene einen entscheidenden Einfluss der wurfvorbereitenden Rituale auf die Trefferleistung nachweisen. Für die einzelnen Spieler wurden charakteristische Handlungsfolgen vor dem Freiwurf isoliert, die, wenn sie vorhanden waren, die Trefferwahrscheinlichkeit signifikant erhöhten. Es bestätigte sich, dass die

für die Handlungen zur Verfügung stehende Zeit keinen entscheidenden Einfluss auf das Wurfergebnis hatte.

Die Art der Wurfausführung ist im Allgemeinen von den Umständen der äußeren Gegebenheiten abhängig, wie zum Beispiel dem Vorhandensein eines Gegenspielers. Die Präsenz eines passiven Gegenspielers zeigte Veränderungen bei der Kinematik des Sprungwurfes, die sich dazu eigneten, die Möglichkeit eines Abfangens des Balles durch den Gegner zu minimieren (Rojas, Cepero, Ona, & Gutierrez, 2000). So wurde u.a. der Abwurfwinkel des Balles steiler gewählt, und der Abwurf fand in kürzerer Zeit nach dem Absprung des Spielers statt.

Beim Rollstuhlbasketball, einer populären Variante des Basketballs für querschnittgelähmte Menschen, muss der Wurf unter weitaus schwierigeren äußeren Umständen ausgeführt werden. Dadurch, dass der Wurf im Sitzen ausgeführt wird und die untere Extremität nicht zur Bewegung beitragen kann, sind deutliche Änderungen in der Kinematik des Wurfarmes zu erwarten. Gegenstand von Untersuchungen waren z.B. verschiedene Klassen von Wurftechniken, die sich in ihrer Abwurfhöhe, relativ zum Spieler, unterschieden (Malone, 2002; Nunome, Doyo, Sakurai, Ikegmai, & Yabe, 2002). Zwischen diesen Techniken fand man u.a. signifikante Unterschiede in der Kinematik des Schulter- und Ellbogengelenkes. Weiterhin wurden Vor- und Nachteile der verschiedenen Wurftechniken im Hinblick auf den Wurferfolg diskutiert.

### **1.3.2.2. Nutzung von visueller Information beim Basketballwurf**

Ein erfolgreicher Basketballwurf setzt die Sicht auf den Korb voraus. Dabei wird das Wurfergebnis davon beeinflusst, ob die Sicht auf den Korb während des Wurfes ganz oder teilweise verdeckt ist bzw. die Sicht auf den Korb nur in bestimmten Zeiträumen vor der Wurfausführung gegeben ist. In diesem Zusammenhang untersuchte man, in welchem Zeitraum vor dem Abwurf die entscheidenden, den Wurferfolg bestimmenden, visuellen Informationen aufgenommen werden (Oudejans, van de Langenberg, & Hutter, 2002). Mit Hilfe spezieller Prismengläser wurde alternativ für einen Zeitraum von 350ms vor dem Abwurf die Sicht auf den Korb freigegeben oder komplett blockiert. In dem Fall, dass die Sicht ununterbrochen bis zum Abwurf gegeben war,

wurden höhere Trefferraten beobachtet. Man folgerte, dass visuelle Informationen kontinuierlich bis zum Zeitpunkt des Abwurfes verarbeitet werden und für den Wurferfolg entscheidend sind.

Zu ähnlichen Ergebnissen kam de Oliveira (de Oliveira, Oudejans, & Beek, 2006) bei der Untersuchung der bevorzugten Aufnahme von visuellen Informationen bei Sprungwürfen. Bei einer Blockade der Sicht zu unterschiedlichen Zeitpunkten in der Wurfausführung zeigte sich, dass Werfer im Allgemeinen eine spätmöglichste Informationsaufnahme über die Position des Korbes bevorzugten. Als wichtigstes Zeitfenster vermutete man die Phase, wenn in der Wurfvorbereitung der Ball die Sichtlinie zum Korb passiert. Es konnte weiterhin bestätigt werden, dass die ununterbrochene visuelle Informationsaufnahme vor dem Abwurf für den Wurferfolg vorteilhaft ist (de Oliveira, Huys, Oudejans, van de Langenberg, & Beek, 2007). Je größer die Verzögerung zwischen der Aufnahme der visuellen Information und der Wurfausführung war, umso geringer waren die Trefferleistung und die Endpunktgenauigkeit der Wurfbewegung. Daraus schloss man bei Wurfbewegungen auf ein Zusammenwirken der Mechanismen von vom Ablauf vorher festgelegter Bewegungsprogramme und gleichzeitiger kontinuierlicher Einbeziehung von visueller Information.

Beim Werfen mit und ohne Sicht zeigten sich zwischen Spielern von Auswahlmannschaften und Anfängern im Basketball deutliche Unterschiede bei der Trefferleistung (Toyoshima, Hoshikawa, & Ikegami, 1985). Unter beiden Bedingungen waren die erfahrenen Spieler jeweils treffsicherer. Man folgerte, dass die visuelle Information für unerfahrene Werfer größere Bedeutung für den Wurferfolg hat als die intrinsische, kinästhetische Information.

Eine Verschlechterung der Sehschärfe beeinträchtigte das Wurfergebnis beim Freiwurf hingegen weniger umfassend als erwartet (Applegate & Applegate, 1992). Bei einer schrittweisen Verschlechterung der Sehschärfe fand man zu Beginn bei den ersten Stufen, bis zu einer Verschlechterung der Sehschärfe auf 50%, eine leichte, nicht signifikante Verschlechterung des Wurfergebnisses. Bei fortschreitender Verschlechterung der Sehschärfe bis auf 8% (6/75) wurde kein weiteres Nachlassen der Wurfgenauigkeit beobachtet. Es wurde vermutet, dass die bei einem sehr unscharfen

Bild immer noch sichtbaren Konturen des Brettes und des Korbes als visuelle Information für eine ausreichend genaue Lokalisierung des Korbes ausreichten.

Bei heranwachsenden hochklassigen Basketballspielern fand man im Vergleich zu Alters- und Geschlechtsgenossen eine signifikant bessere Ausprägung der visuellen Fähigkeiten (Sillero Quintana, Refoyo Roman, Lorenzo Calvo, & Sampedro Molinuevo, 2007).

Aglioti (Aglioti, Cesari, Romani, & Urgesi, 2008) konnte zeigen, dass bei hochklassigen Spielern die antizipatorischen Fähigkeiten in Bezug auf die Wurfausführung, auch im Vergleich zu nicht-fachfremden Personen, deutlich besser ausgeprägt waren. Solche Spieler waren in der Lage, die Kinematik einer Wurfbewegung sozusagen zu lesen. Bei der Betrachtung von Wurfbewegungen, ausschließlich des Abwurfes, machten sie präzisere Voraussagen über das spätere Wurfergebnis.

Eine Fokussierung externer Umstände erwies sich als vorteilhaft für die Trefferleistung beim Basketballwurf (T. Zachry, G. Wulf, J. Mercer, & N. Bezodis, 2005; T. L. Zachry, G. Wulf, J. A. Mercer, & N. Bezodis, 2005). Bei einer externen Fixierung auf den Korb wurden signifikant bessere Trefferraten erzielt als bei einem intrinsischen Fokus auf die Bewegung des Handgelenkes. Bei externer Ausrichtung der Aufmerksamkeit wurde darüber hinaus ein signifikant reduziertes EMG der agonistischen Muskulatur des Wurfarms beobachtet. Man folgerte eine größere Ökonomie der Bewegungsausführung bei einem externen Fokus der Aufmerksamkeit. Entscheidend hierfür wurde eine Reduktion des Rauschens im Motorischen System und damit eine Verbesserung der Genauigkeit der Bewegungsausführung angesehen.

### **1.3.3. Kinematik des Basketballwurfes**

#### **1.3.3.1. Maximierung des Wurferfolges durch Optimierung der Abwurfparameter**

In mehreren Studien stand die Frage im Mittelpunkt, ob und in wie weit bestimmte Abwurfparameter des Balles die Trefferchance bei einem Wurf verbessern können (Brancazio, 1980; Tan & Miller, 1981). Brancazio (Brancazio, 1980) untersuchte die

Frage, welcher Abwurfwinkel beim Basketballfreiwurf die größten Variationen in Abwurfwinkel und –geschwindigkeit zulässt, ohne dass der Ball den Korb verfehlt. Bei diesen theoretischen Betrachtungen wurden der Luftwiderstand und mögliche Berührungen von Ball und Korb vernachlässigt. Im Endeffekt zeigte sich, dass der Abwurfwinkel, der bei einer gegebenen Abwurfposition die nötige Abwurfgeschwindigkeit minimiert, gleichzeitig die größten Variationen bei Abwurfwinkel und –geschwindigkeit zulässt. Diesen Abwurfwinkel bezeichnete man als „minimum-speed-angle“ (Brancazio, 1980). Bezüglich dieses Winkels finden sich in der Literatur verschiedene Zahlenwerte (Hamilton & Reinschmidt, 1997). Dieses ist darauf zurückzuführen, dass in den Studien unterschiedliche Entfernungen zum Korb betrachtet wurden und teilweise auch die Auswirkungen eines Kontaktes von Ball und Korb miteinbezogen wurden.

Freiwürfe werden in der Regel als Überkopfwürfe ausgeführt. Tan (Tan & Miller, 1981) verglich diesbezüglich Freiwürfe, die als Überkopfwürfe und als Unterhandwürfe ausgeführt wurden. Die Überkopfvvariante bot im Ergebnis mehr Vorteile für einen erfolgreichen Wurf, da sie zu einer geringeren Abwurfgeschwindigkeit, einem größeren Eintreffwinkel in den Korb und einer kürzeren Flugzeit des Balles führte. Unterhandwürfe boten dagegen den Vorteil, dass sie durch eine geringere Flughöhe und der damit verbundenen geringeren Eintreffgeschwindigkeit bei Berührungen des Korbringes ein geringeres Risiko hatten, wegzuspringen und den Korb zu verfehlen.

Computergestützte Simulationen der Flugphase bei Basketballwürfen bieten die Möglichkeit, in schneller Abfolge eine große Zahl von Abwurfsituationen des Balles hinsichtlich des Wurferfolges zu untersuchen. Auf diesem Wege ließen sich Wahrscheinlichkeitsverteilungen für bestimmte Kombinationen von Abwurfwinkel und Abwurfgeschwindigkeit im Hinblick auf den Wurferfolg erstellen (Budescu, Merticaru, & Iacob, 2009; Hamilton & Reinschmidt, 1997; Silverberg et al., 2003; Tran & Silverberg, 2008). Auf diese Weise lassen sich z.B. optimale Abwurfbedingungen des Balles für verschiedene äußere Umstände des Wurfes identifizieren. Diese Modellbetrachtungen boten ebenfalls die Möglichkeit, die individuelle Wurfstärke eines

Spielers mit einzubeziehen, so dass eine Optimierung der Abwurfparameter des Balles hinsichtlich der individuellen Erfahrung des Werfers möglich ist.

Für eine detaillierte Untersuchung der Trefferwahrscheinlichkeit ist es notwendig, eine Interaktion von Ball und Korbring bzw. Ball und Brett im Modell zu berücksichtigen (Huston, 2003; C. Q. Liu, Li, & Huston, 2006; Okubo & Hubbard, 2006).

Generell verbessert sich bei einem Wurf mit Backspin die Wahrscheinlichkeit eines Treffers, wenn es zum Kontakt mit dem Korbring oder dem Brett des Korbes kommt (Brancazio, 1980; Hamilton & Reinschmidt, 1997; Silverberg et al., 2003). Der Backspin bewirkt einen stärkeren Verlust an kinetischer Energie des Balles, wodurch dieser mit geringerer Wahrscheinlichkeit über den Korb hinaus wegspringt. Als weitere Empfehlung gilt eine zum hinteren Rand des Ringes verschobene Flugbahn des Balles, wodurch der Backspin ein „Hineindrehen“ des Balles in den Korb bei einem Kontakt ermöglicht. Grundsätzlich wird eine möglichst große Abwurfhöhe empfohlen, insofern sie die Bewegungsausführung des Wurfes nicht unnötig behindert oder erschwert (Hamilton & Reinschmidt, 1997; Tran & Silverberg, 2008).

Bei Basketballwürfen empfehlen Simulationen entgegen der beobachteten Praxis eine Einbeziehung des Korbbrettes als vorteilhaft bei der Trefferwahrscheinlichkeit (Huston, 2003; C. Q. Liu et al., 2006). Beim Vergleich von Würfen mit Brettberührung und Würfen ohne jeglichen Kontakt mit dem Korb zeigt sich, vor allem bei einer mittleren Wurfentfernung, eine Verbesserung der Trefferwahrscheinlichkeit. Bei besonders kurzen oder besonders langen Wurfdistanzen gab es dagegen keine Vorteile.

#### **1.3.3.2. Reale Abwurfparameter beim Basketballwurf**

Neben den theoretischen Betrachtungen der optimalen Abwurfbedingungen widmeten sich zahlreiche Studien den realen beobachteten Abwurfparametern des Basketballwurfes. Eine wichtige Frage hierbei ist, ob sich Unterschiede im Könnensgrad des Werfers an den gemessenen Abwurfparametern des Balles erkennen lassen. Bei professionellen Basketballspielern fand man so, relativ zur Körpergröße, eine signifikant höhere Abwurfposition des Balles, verglichen mit Spielern mittleren Niveaus oder Untrainierten (Hudson, 1982). Bei der Abwurfgeschwindigkeit und dem

Abwurfwinkel wurden dagegen zwischen den einzelnen Gruppen keine signifikanten Unterschiede gefunden, obwohl die Trefferleistungen deutlich unterschiedlich waren.

Yates (Yates, 1983) fand bei erfolgreichen Werfern bei Sprungwürfen von der Freiwurf- und der Drei-Punkte-Entfernung einen geringeren Ellenbogenwinkel zu Beginn der Streckbewegung des Wurfarmes im Vergleich zu weniger erfolgreichen Werfern. Erfolgreiche Werfer zeigten in Relation zur Körpergröße eine höhere Position des Ellenbogens beim Abwurf und führten den Wurf mit einem höheren Backspin aus. Stankovic (Stankovic, 2006) fand einen statistischen Einfluss des Ellenbogenwinkels zum Zeitpunkt des Abwurfes auf den Wurfserfolg. Untersucht wurden die absoluten Gelenkwinkel des Wurfarmes und die Abwurfparameter des Balles bei Freiwürfen hochklassiger Spieler nationalen Niveaus.

Variabilitäten in den Gelenkwinkeln des Wurfarmes und den Trajektorien der einzelnen Segmente standen nicht in direktem Zusammenhang mit der individuellen Wurferfahrung (Button et al., 2003). Im Allgemeinen zeichnen sich höherklassige Werfer nicht durch eine geringere Variabilität der kinematischen Gelenkparameter aus. Dagegen gibt es Hinweise, dass mit steigender Wurferfahrung und besserer Trefferausbeute Variabilitäten gezielt genutzt werden, um die Treffsicherheit der Wurfbewegung zu verbessern (Button et al., 2003; S. Miller, 1998; Robins, Davids, Bartlett, & West, 2008). Button (Button et al., 2003) fand mit steigender Expertise eines Wurfers während der vorbereitenden Phase des Wurfes nur eine relativ geringe Reduktion in den Variabilitäten der Trajektorien der Segmentschwerpunkte des Wurfarmes. Die Winkelverläufe von Handgelenk und Ellbogengelenk erwiesen sich dagegen mit steigendem Niveau in zunehmendem Maße als konsistenter. Man vermutete, dass sich bei Werfern hohen Niveaus die Variabilitäten vornehmlich in diesen beiden Gelenken kompensieren.

Robins (Robins et al., 2008) untersuchte die kompensatorischen Mechanismen der motorischen Kontrolle des Wurfarmes beim Basketballwurf. Er konnte nachweisen, dass sich kompensatorische Effekte mit steigendem Niveau des Wurfers ebenfalls vergrößerten. Anders als bei Werfern geringeren Niveaus blieben bei trainierten Werfern die kompensatorischen Effekte auch bei einer Erhöhung der Wurfentfernung weitgehend erhalten.

Eine differenzierte Betrachtung von Variabilitäten in kinematischen Parametern bei der Wurfausführung findet sich bei Miller (S. Miller, 1998). Bei der intra-individuellen Untersuchung von erfolgreichen und nicht erfolgreichen Würfeln fanden sich keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Abwurfparameter, Segmentpositionen und Segmentgeschwindigkeiten zum Zeitpunkt des Abwurfes. Die Hypothese, dass eine erhöhte Variabilität in der Wurfausführung ursächlich für ein Verfehlen des Korbes ist, wurde hier nicht bestätigt. Umgekehrt fand man zum Zeitpunkt des Abwurfes eine höhere Variabilität der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten von Schulter- und Ellbogengelenk bei den erfolgreichen Würfeln.

### **1.3.3.3. Auswirkungen einer Veränderung der Wurfentfernung**

Mit steigender Wurfentfernung beobachtet man bei Basketballwürfen ein Nachlassen der Trefferleistung. Mehrere Studien widmeten sich den veränderten Abwurfparametern des Balles und den Anpassungen der Gelenkkinematik der oberen und unteren Extremität bei einer Änderung der Wurfentfernung.

Die mechanische Effektivität der Würfe unterschied sich bei Spielern hohen und niedrigen Niveaus nicht signifikant, obwohl die Trefferrate der besseren Spieler erwartungsgemäß signifikant höher war (Fukushima & Kawaguchi, 1985). Ein Wurftraining verbesserte leicht die mechanische Effektivität des Wurfes bei beiden Gruppen.

Mit steigender Wurfentfernung wurden bei Sprungwürfen größere Abwurfgeschwindigkeiten des Balles ermittelt, wogegen der Abwurfwinkel eine geringe, aber nicht signifikante Reduktion zeigte (S. Miller & Bartlett, 1996; S. Miller & Bartlett, 1993; S. A. Miller, 1996). Die beobachtete Erhöhung der Winkelgeschwindigkeiten bei der Streckung des Ellbogengelenkes wurde als ursächlich für die resultierenden, größeren Abwurfgeschwindigkeiten bei größeren Wurfentfernungen eingestuft. Weiterhin wanderte der Moment des Abwurfes mit steigender Wurfentfernung zeitlich vor das Erreichen der maximalen Sprunghöhe.



Robins (Robins, 2006) fand bei einer Vergrößerung der Wurfentfernung ein Nachlassen der Variabilität der Bewegungsausführung. Für den Wurfarm zeigte sich eine mit der Entfernung zunehmende Kopplung der Gelenke des Wurfarmes.

Liu (S. Liu & Burton, 1999) beobachtete diese Verstärkung der Kopplung der Gelenke bei kontinuierlich steigender Wurfentfernung nur bis zu einer gewissen Grenze. Darüberhinaus zeigte sich ein an die Entfernung geknüpfter, konsistenter, individueller Strategiewechsel bei der Wurfausführung in Bezug auf die Endpositionen der Wurfhand und der Füße, der Schulterrotation und der Sprunghöhe.

Bei einer Änderung der Korbentfernung erweist sich die Koordination der Gelenke der unteren Extremität untereinander im Vergleich zur oberen Extremität als konsistenter (Y. T. Liu, Chiang, & Mayer-Kress, 2006). Bei den Gelenkwinkeln und Gelenkwinkelgeschwindigkeiten zeigten sich konsistente Änderungen bezüglich der Wurfweite. Hieraus folgte man u.a., dass der unteren und oberen Extremität bei Basketballwürfen unterschiedliche Aufgabenbereiche zugeschrieben werden können.

#### **1.3.3.4. Zusammenhang von Ermüdung und Trefferleistung**

Ermüdung bewirkt ebenfalls ein Nachlassen der Wurfpräzision. Mit zunehmender Ermüdung beobachtet man eine geringere Genauigkeit der Endpunkte der Segmentbewegungen (Tripp, Boswell, Gansneder, & Shultz, 2004). Man vermutete, dass eine Verschlechterung der Kinästhetik ursächlich für eine nachlassende Stellgenauigkeit der Gelenke verantwortlich war.

Chen (Chen, 2005) fand bei Basketballwürfen mit zunehmender Ermüdung der Schultermuskulatur eine signifikante Verschlechterung der Trefferleistung. Eine Ermüdung der Muskulatur des Handgelenkes hatte dagegen keinen entscheidenden Einfluss.

Erculj (Erculj & Supej, 2009) stellte bei Basketballspielern bei einer zunehmenden Ermüdung des Wurfarmes deutliche Änderungen in der Kinematik fest. Die Höhe der Endpositionen von Schulter- und Handgelenk verringerte sich ebenso wie die überstrichenen Winkel des Schulter- und Ellenbogengelenkes.

#### **1.3.4. Beiträge von Teilkörperbewegungen**

Bei einer Wurfbewegung wird im Prinzip einem Wurfgegenstand eine Geschwindigkeit erteilt. Die Bewegung der Wurfhand und des Wurfgegenstandes ist das Ergebnis des Zusammenspiels aller Segmente des menschlichen Körpers. Die einzelnen Segmente und Segmentgruppen haben dabei unterschiedliche Beiträge zum Erreichen der resultierenden Abwurfgeschwindigkeit geleistet. Die Frage, welches Körpersegment welchen Anteil zur Abwurfgeschwindigkeit beiträgt, kann tieferen Aufschluss über die allgemeine Koordination von Wurfbewegungen geben.

Ein naheliegender Ansatz ist die Untersuchung von Wurfbewegungen unter Einbeziehung bzw. Immobilisation von verschiedenen Körpersegmenten. Toyoshima (Toyoshima S., 1974) untersuchte die Ballgeschwindigkeit beim Wurf eines Baseballs unter Einbeziehung verschiedener Körpersegmente. Ausgehend vom Wurf als Ganzkörperbewegungen mit Auftaktschritt wurden schrittweise der Unterkörper, der Oberkörper und einzelne Segmente des Wurfarmes immobilisiert, bis der Wurf nur noch von Unterarm und Hand ausgeführt werden konnte. Man fand, dass die Bewegungen des Unterkörpers für bis zu 50% der Ballgeschwindigkeit verantwortlich sind. Zusätzliche EMG Untersuchungen der Muskulatur des Ellbogens zeigten zwischen den unterschiedlichen Wurfsituationen kaum Unterschiede, obwohl die Winkelgeschwindigkeit des Ellbogens sich nahezu um den Faktor 2 änderte.

Bei Untersuchungen des Handballwurfes zeigte sich, dass die Bewegungen im Schulter- und Ellbogengelenk für bis zu Zweidrittel der resultierenden Ballgeschwindigkeit verantwortlich sind (van den Tillaar, 2004).

Beim freien Werfen eines Baseballs wird die Geschwindigkeit des Balles von der Rotation des Oberkörpers, der Einwärtsdrehung der Schulter, der Streckung im Ellbogengelenk und der Beugung im Handgelenk generiert (Hirashima, Kudo, Watarai, & Ohtsuki, 2007). Unterschiedliche Wurfgeschwindigkeiten ergeben sich durch Anpassung der Winkelgeschwindigkeiten der involvierten Gelenke und Segmente. Bei Würfen mit unterschiedlicher Geschwindigkeit wurden die Änderungen der Bewegungen am Rumpf und der Schulter durch eine Veränderung der auftretenden Muskelmomente hervorgerufen. Änderungen an den distalen Gelenken von Ellenbogen und Handgelenk interpretierte man hauptsächlich als Folge der auftretenden

Interaktionsmomente zwischen den einzelnen Segmenten. Die proximalen Muskelmomente wurden dabei als Basis der Wurfbewegung angesehen.

Hore (Hore, Watts, & Martin, 1996) fand bei seinen Untersuchungen, dass die Bewegungen der Finger beim Werfen von Bällen keinen sichtbaren Einfluss auf die resultierende Ballgeschwindigkeit haben. Es zeigte sich, dass die Bewegungen der Finger, unabhängig von der äußeren Situation des Wurfes, jeweils nur mit dem Loslassen des Balles gekoppelt waren.

#### **1.3.4.1. Teilkörperbewegungen beim Basketballwurf**

Mehrere Untersuchungen beschäftigten sich mit den unterschiedlichen Beiträgen der einzelnen involvierten Teilkörperbewegungen beim Basketballwurf. Hierfür betrachtete man die translatorischen Geschwindigkeiten der einzelnen Segmentschwerpunkte sowie die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten. Ein häufiger Ansatz stellte die Untersuchung von Änderungen in der Gelenkinematik bei einer Veränderung der Wurfentfernung dar (Kollath, 1996; Y. T. Liu et al., 2006; Menzel, 1986; S. Miller & Bartlett, 1993; Robins, 2006; Yates, 1983).

Eine sehr detaillierte Untersuchung der Teilkörperbeiträge beim Basketballwurf findet sich bei Hayes (Hayes, 1987) auf Basis der translatorischen Geschwindigkeiten der Gelenkmittelpunkte von Hüfte, Schulter, Ellenbogen und Handgelenk. Die Teilkörperbeiträge wurden aus den Differenzgeschwindigkeiten der Gelenkmittelpunkte, in Bezug zur Ballgeschwindigkeit, bestimmt. Dabei wurden jeweils nur die Geschwindigkeitskomponenten in Richtung der momentanen resultierenden Ballgeschwindigkeit betrachtet. Es zeigte sich, dass zum Beginn der Beschleunigungsphase des Balles der Unterkörper den größten Anteil an der Ballgeschwindigkeit leistete. In der späteren Phase der Wurfbewegung fand eine Verschiebung der hauptsächlichen Beiträge hin zu den Segmenten der oberen Extremität statt. Letztendlich war der Beitrag der Hand kurz vor dem Abwurf am größten.

Eine andere Herangehensweise zur Bestimmung der Beiträge von Teilkörpern zur Wurfgeschwindigkeit stellt die Untersuchung der Kraftfähigkeit für die Bewegung

relevanter Gelenke dar (Pedegana, Elsner, Roberts, Lang, & Farewell, 1982; Tang & Shung, 2005).

Pedegana (Pedegana et al., 1982) untersuchte bei Baseballspielern die Kraftfähigkeit bei Streckbewegungen des Ellenbogen- und Handgelenkes. Hierbei zeigte sich eine positive Korrelation mit den individuell erzielten Wurfgeschwindigkeiten.

Tang (Tang & Shung, 2005) untersuchte Basketballwürfe erfahrener High-School-Mannschaften von der Freiwurf- und Drei-Punkte-Distanz. Bei der Freiwurfdistanz fand man eine Korrelation zwischen der isokinetischen Kraftfähigkeit des Handgelenkes und der Trefferleistung des Werfers. Bei der Drei-Punkte-Distanz zeigte sich hingegen, eine Korrelation der Trefferleistung mit der Kraftfähigkeit im Ellenbogengelenk.

### **1.3.5. Sequenzielle Koordination der Teilkörperbewegungen beim Werfen**

Eine wiederkehrende Fragestellung ist, ob für eine möglichst effektive Bewegungsausführung eine Aktivierung entlang der Segmentkette von proximal nach distal notwendig ist. Bei vertikalen Sprüngen erweist sich eine Aktivierung der Muskelgruppen vom Rumpf ausgehend entlang der Beine bis zu den Füßen am günstigsten (Bobbett & van Ingen Schenau, 1988).

Bei Wurfbewegungen findet sich in der Literatur oftmals die Überzeugung, dass die Segmente des Rumpfes und des Wurfarmes optimal in einer proximal zu distalen (PD) Sequenz koordiniert sind. Hierzu finden sich in der Literatur verschiedene Untersuchungsansätze. So wurde die zeitliche Abfolge der Maxima der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten bzw. der Maxima der translatorischen Segmentgeschwindigkeiten untersucht (Chiang, 2006; Fradet et al., 2004; Joris, van Muyen, van Ingen Schenau, & Kemper, 1985; Y. T. Liu et al., 2006). In anderen Ansätzen betrachtete man den Beginn des Anstieges der einzelnen Gelenkmomente (Herring, 1989; Herring & Chapman, 1992; Lin, Su, Nakamura, & Chao, 2003). Zu diesem Thema findet sich in der Literatur eine größere Zahl von Untersuchungen, bei denen mittels Computersimulationen von mehrsegmentigen Muskel-Skelett-Modellen mit unterschiedlichem Koordinationsmuster der Segmentkette untersucht wurden

(Alexander, 1991; Chowdhary & Challis, 1999, 2001; Edmondstone, 1993; Hirashima et al., 2002). Mehrheitlich beschränkten sich diese Betrachtungen auf den Wurfarm, wobei vereinzelt auch Teile des Rumpfes einbezogen wurden (Chowdhary & Challis, 2001; Herring & Chapman, 1992; Hirashima et al., 2002; Hirashima & Ohtsuki, 2008; Hong, Cheung, & Roberts, 2001). Seltener sind Arbeiten, bei denen auch die untere Extremität mit einbezogen wurde (Alexander, 1991; Atwater, 1979; Chiang & Liu, 2006; Lin et al., 2003; Y. T. Liu et al., 2006).

Bei Putnam (Putnam, 1991, 1993) findet sich eine theoretische Diskussion des Sinns und der Vorteile einer PD Sequenz u.a. bei Wurfbewegungen. Eine PD Koordination zeichnet sich dabei dadurch aus, dass durch das Abbremsen proximaler Segmente eine Beschleunigung von distalen Segmenten erreicht wird. Solche Koordinationsmuster zeigen sich auch bei Wurfbewegungen ungeübter Werfer. Daraus kann geschlossen werden, dass eine PD Sequenz bei einer Wurfbewegung das Zusammenspiel der einzelnen Segmente grundsätzlich in einer sehr effektiven Art und Weise zu koordinieren scheint. Obwohl eine PD Sequenz in den allermeisten Situationen beobachtet werden kann, werden von Putnam (Putnam, 1991, 1993) auch Vermutungen geäußert, dass Abweichungen in speziellen Situationen durchaus sinnvoll sein können.

Bei Alexander (Alexander, 1991) finden sich Untersuchungen zur Koordination von Wurfbewegungen an Hand einfacher 2-segmentiger Muskel-Skelett-Modelle. Die Modelle umfassten jeweils zwei von Hill-Muskeln aktivierte Gelenke und stellten die Situation eines Unter- bzw. Oberarmwurfes sowie eine einfache geradlinige, vertikale Stoßbewegung dar. Bei allen Modellen erlangte man bei einer proximal zu distal verlaufenden Aktivierung der Muskeln ein maximales Ergebnis hinsichtlich der Wurfgeschwindigkeit. Zudem fand man bei jedem Modell ein optimales Delay der distalen Muskeln, so dass die Energie des Wurfgerätes maximiert wurde. Die untersuchte Stoßbewegung ist vor allem im Hinblick auf die Bewegung der Beine beim Basketballstandwurf vergleichbar. Interessant sind die Voraussagen des Modells, dass für eine effektive Ausführung der Bewegung eine gewisse Verzögerung zwischen der Aktion der Beine und des Wurfarmes vorhanden sein sollte.

Die Bedeutung einer PD Verzögerung zwischen zwei Gelenken zeigt sich ebenfalls bei den Untersuchungen des Wurfarmes beim Oberarmwurf von Chowdhary (Chowdhary &

Challis, 1999). Für effektive, schnelle Würfe musste die Aktivierung des Handgelenkes zu der des Ellenbogengelenkes verzögert werden.

Lin (Lin et al., 2003) bezog bei seinen Untersuchungen des Wurfes beim Baseball ebenfalls die untere Extremität mit ein und analysierte u.a. die Impulsfortleitung über die einzelnen Gelenke. Entsprechend der theoretischen Betrachtungen von Putnam (Putnam, 1993) bestätigte sich hier eine Impulsfortleitung durch den Körper vom Fußaufsatz bis zur Wurfhand.

Beim Basketballstandwurf sind die Aktionen der Beine, des Rumpfes und des Wurfarmes ebenfalls zeitlich hintereinander vom Boden bis zur Hand koordiniert (Hayes, 1987).

Bei detaillierter Betrachtung der zeitlichen Sequenz der Maxima der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten von Armen und Beinen wurde beim Basketballstandwurf in beiden Fällen eine PD Sequenz vom Rumpf ausgehend beobachtet, wobei die Aktion der unteren Extremität zeitlich früher stattfindet (Chiang & Liu, 2006; Y. T. Liu et al., 2006). Hinsichtlich der Maxima der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten scheint beim Basketballstandwurf somit keine kontinuierliche Sequenz durch den Körper, von den Füßen bis zur Wurfhand, vorzuliegen.

Bei mehreren Modellen der oberen Extremität beim Oberarmwurf zeigten sich hinsichtlich des Beginns der Wirkung der einzelnen Gelenkmomente eine PD Sequenz (Chowdhary & Challis, 1999; Edmondstone, 1993; Herring & Chapman, 1992). Chowdhary (Chowdhary & Challis, 1999) führte bei seinem Modell eine Sensitivitätsanalyse der Muskelaktivierungen mit Blick auf die resultierende Ballgeschwindigkeit bei einem Zielwurf durch. Für ein gutes Wurfergebnis waren nur sehr geringe Toleranzen beim Beginn der Muskelaktivierungen von proximal nach distal erlaubt.

Bei Untersuchungen des Einflusses der mechanischen Eigenschaften der Muskulatur auf das Wurfergebnis (Edmondstone, 1993) bzw. Variationen des Beginns der Wirksamkeit der einzelnen Gelenkmomente (Herring & Chapman, 1992), erreichte man bei einer PD Sequenz der Aktivierungen jeweils hinsichtlich der Abwurfgeschwindigkeit ein optimales Wurfergebnis.

Trotz der zahlreichen Hinweise auf die Vorteile einer allgemeinen PD Sequenz beim Werfen wird in einigen Studien die strikte PD Sequenz der Muskelaktivierungen auch kritisch hinterfragt (Chowdhary & Challis, 2001; Hirashima et al., 2002; Hong et al., 2001). So führten im Modell bei Änderungen äußerer Umstände, wie z.B. das Gewicht des Balles oder die Körperhaltung beim Wurf, Muskelaktivierungen von proximal nach distal entlang des Wurfarms nicht notwendigerweise zum optimalen Wurf Ergebnis (Chowdhary & Challis, 2001).

Hong (Hong et al., 2001) fand bei der Untersuchung von kraftvollen Baseballwürfen ebenfalls keine strikte PD Sequenz bezüglich des Beginns der Gelenkmomente. Das Gelenkmoment der Schulter war im Vergleich zum Ellenbogengelenk leicht verzögert. EMG Untersuchungen beim Baseballwurf zeigten, dass die Aktivierung der Muskulatur des Ellenbogengelenkes im Vergleich zur Schultermuskulatur leicht verzögert war (Hirashima et al., 2002). Die Aktivierung der Handgelenkmuskulatur lag ebenfalls außerhalb einer strikten PD Sequenz.

Einzelne Untersuchungen fanden auch bei kinematischen Parametern Ausnahmen zu einer PD Sequenz bei Wurfbewegungen. Fradet (Fradet et al., 2004) fand bei Handballwürfen, dass die translatorische Geschwindigkeit des Schultergelenkes ihr Maximum nach der des Ellenbogengelenkes erreichte. Marshall (R.N. Marshall, 2000; R. N. Marshall & Elliott, 2000) beschäftigte sich mit axialen Rotationen der Segmente des Wurfarms und konnte zeigen, dass diesbezüglich keine PD Sequenz entlang der Extremität vorhanden war.

### **1.3.6. Wurfbewegungen als zielorientierte Bewegung**

Für die Ausführung zielorientierter Bewegungen müssen die Segmente des menschlichen Körpers in einer bestimmten Art und Weise koordiniert werden (Bernstein, 1967). Durch die Tatsache, dass der menschliche Körper in der Regel mehr Freiheitsgrade besitzt als für die Ausführung der Aufgabe nötig sind, stößt man auf das Phänomen der Äquifinalität von Bewegungen im Hinblick auf das Ergebnis. Bei Zielwurfbewegungen können unterschiedliche Koordinationsmuster der Segmente identische Abwurfbedingungen des Balles zur Folge haben. Ein Treffen des Ziels kann

durch eine beliebige Anzahl von verschiedenen Bewegungsausführungen erreicht werden. Aus dieser Sicht ist bei der Bewegungsausführung eine gewisse Variabilität zulässig, ohne dass das Ergebnis beeinflusst wird. Dieses deckt sich mit der Tatsache, dass der Mensch selbst bei höchster Expertise nicht in der Lage ist, eine Bewegung völlig identisch zu reproduzieren (Button et al., 2003; H. Müller, 1999). Zusätzlich mehrten sich die Hinweise darauf, dass Variabilitäten bei der Bewegungsausführung einen funktionellen Charakter haben und gezielt genutzt werden (Bartlett, Wheat, & Robins, 2007; Dupuy, Motte, & Ripoll, 2000; Kudo et al., 2000; Robins et al., 2008).

Ein gezieltes Ausnutzen der Äquifinalität von Bewegungsmustern bietet die Möglichkeit, die Koordination der Freiheitsgrade des menschlichen Körpers bei einer zielorientierten Bewegung in einer möglichst effektiven und ökonomischen Art und Weise zu gestalten. Durch ein solches Prinzip würden die Anforderungen des Zentralen Nervensystems hinsichtlich der Bewegungssteuerung entlastet werden. Hierzu finden sich verschiedene theoretische Ansätze, die versuchen, solche Organisationsstrukturen aufzudecken und nachzuweisen.

Der Ansatz von Scholz und Schöner (Scholz & Schöner, 1999; Scholz, Schöner, & Latash, 2000) beschäftigt sich mit der gezielten Nutzung von unkontrollierten Mannigfaltigkeiten (Uncontrolled Manifolds, UCM). Der Kern dieses Ansatzes ist das Aufdecken aufgabenspezifischer Variablen, deren umfassende Kontrolle für eine erfolgreiche Bewegungsausführung essentiell ist. Weitere, für das Ergebnis nicht relevante Variablen, werden bewusst nicht kontrolliert, um die zentrale Steuerung zu entlasten. Hinweise für die Ausnutzung des Prinzips der UCM finden sich bei der Untersuchung der Bewegung beim Übergang vom Sitzen zum Stehen (Scholz & Schöner, 1999), für den Vorgang des Zielens beim Schießen (Scholz et al., 2000), zur gezielten Kraftentwicklung der Fingerspitzen bei Personen mit und ohne Down-Syndrom (Scholz, Kang, Patterson, & Latash, 2003), bei Zeigebewegungen mit den Fingern im dreidimensionalen Raum (Domkin, Laczko, Djupsjobacka, Jaric, & Latash, 2005) und bei Wurfbewegungen einer Frisbee (Yang & Scholz, 2005).

Einen ähnlichen Erklärungsansatz stellt das Prinzip der minimalen Intervention (Minimal Intervention Prinzip, MIP) dar. Der zentrale Punkt ist hier, dass, im Sinne eines optimalen Feedback-Reglers, Kontrolle von bestimmten Parametern nur dann



ausgeübt wird, wenn das Erreichen des Ziels aufgrund von Abweichungen von der mittleren Bewegungstrajektorie in Gefahr ist (Todorov & Jordan, 2002, 2003). Im Sinne eines intelligenten Reglers werden Korrekturen nur dann vorgenommen, wenn sie für das Erreichen des Ziels unverzichtbar sind. Variabilitäten der Bewegungskorrektur werden unter diesem Ansatz als das Ergebnis der Interaktion eines allgemeinen Rauschens und des Reglers gesehen und werden bewusst zugelassen. Die Lösung einer Bewegungsaufgabe ist hierbei nicht an eine bestimmte Trajektorie gebunden. Als Folge können bei zielrelevanten Parametern geringere Variabilitäten erwartet werden als bei nicht zielrelevanten Parametern. Hinweise für ein Ausnutzen dieses Prinzips zeigen sich bei den Untersuchungen von Valero-Cuevas (Valero-Cuevas, Venkadesan, & Todorov, 2009) auf muskulärer Ebene. Bei Finewire-EMG Untersuchungen der Fingermuskulatur bei gezielter Kraftproduktion der Fingerspitzen wurden in relevanten Bereichen deutlich geringere Variabilitäten des EMG-Signals registriert als in für die Bewegung nicht relevanten Bereichen.

Müller und Sternad (H. Müller, 1999; Müller & Sternad, 2004; H. S. Müller, D., 2004) zeigten eine auf statistischen Methoden basierende Vorgehensweise zur Untersuchung von motorischen Lernprozessen. Kernpunkte dieser Vorgehensweise (Tolerance-Noise-Covariation, TNC) sind die Dekomposition des Lernprozesses hinsichtlich der Reduktion von stochastischem Rauschen bei der Bewegungskorrektur, die Erforschung des zur Verfügung stehenden Bewegungsrahmens für ein Erreichen des Ziels ohne Performanceeinbußen und die gezielte kompensatorische Nutzung von Variabilitäten der einzelnen Parameter.

Ein integrativer Ansatz für die Untersuchung von zielorientierten Bewegungen findet sich in den Arbeiten von Cusumano und Cesari (Cusumano & Cesari, 2006; John, 2009). Auf der Grundlage von Zielfunktionen und Zieläquivalenten Mannigfaltigkeiten (GEM, vgl. 1.2.1) wurde ein Konstrukt erschaffen, das mit den Kernaussagen der Kontrollhypothesen der UCM und des MIP kompatibel ist. Weiter bietet sich die Möglichkeit, die Dekomposition von Variabilität nach dem TNC Ansatz im Sinne von Dynamischen Systemen zu interpretieren und weitere Strategien aufzudecken, die erklären, wie Variabilitäten als Korrektur bei wiederholten Bewegungskorrekturen

entstehen und genutzt werden können. Eine Besonderheit des GEM-Konzeptes ist die ausschließliche Definition der GEM im Hinblick auf die zu untersuchende, zielorientierte Bewegung, unabhängig von einer Theorie der Bewegungskontrolle (John, 2009). Damit bietet sich die Möglichkeit, eine zielgerichtete Bewegung unter der Sichtweise unterschiedlicher Kontrollstrategien zu untersuchen.

### **1.3.7. Funktionelle Variabilität bei Wurfbewegungen**

Die Ansicht, dass intra-individuelle Variabilitäten bei der Ausführung zielorientierter Bewegungen ein nachteiliges Rauschen darstellen, wird mehr und mehr von der Überzeugung abgelöst, dass solche Variabilitäten funktionellen Charakter haben und gezielt genutzt werden (Bartlett et al., 2007). Kompensatorische Effekte von Variabilitäten konnten innerhalb der Abwurfparameter des Balles bei Zielwürfen (Dupuy et al., 2000; Kudo et al., 2000; H. Müller, 1999) ebenso nachgewiesen werden wie zwischen den Gelenkwinkeln und der Segmentgeschwindigkeiten des Wurfarmes (Button et al., 2003; Robins, 2006; Robins et al., 2008).

Müller (H. Müller, 1999) konnte signifikante kompensatorische Beziehungen zwischen den kinematischen Abwurfparametern beim Dartwurf nachweisen. Die beobachteten Variabilitäten der Abwurfparameter hatten besonders bei hoher Expertise keinen negativen Einfluss auf das Wurfergebnis. Dupuy (Dupuy et al., 2000) fand ähnliche Ergebnisse bei der Untersuchung der Abwurfparameter von gezielten Unterhandwürfen auf verschiedene Entfernungen. Es zeigte sich eine unabhängige Angleichung von Abwurfwinkel und –geschwindigkeit an die sich ändernde Wurfentfernung. Die Probanden wählten automatisch solche Kombinationen von Abwurfparametern, die die Variabilität in der Wurfweite minimierten und aus energetischer Sicht optimal im Bereich der minimal nötigen Abwurfgeschwindigkeit lagen.

Bei Zielwürfen mit dem nicht-dominanten Arm zeigte sich, dass Übung zu einer Verbesserung der Ausnutzung kompensatorischer Effekte der Abwurfparameter führte (Kudo et al., 2000). Mit Hilfe eines eigens erstellten Koordinationsindexes konnten, bei zufälliger Permutation von Abwurfparametern, kompensatorische Effekte nachgewiesen

werden. Man vermutete, dass diese funktionelle Variabilität der Abwurfparameter auf funktionale Wechselwirkungen der involvierten Gelenke zurückzuführen ist.

Mehrere Studien untersuchten bei Basketballwürfen die Variabilität der Gelenkwinkel und der Schwerpunktsgeschwindigkeiten der Segmente des Wurfarmes (Button et al., 2003; Hudson, 1985; S. Miller, 1998; Robins, 2006; Robins et al., 2008).

In den Studien von Hudson (Hudson, 1985) und Miller (S. Miller, 1998) wurde versucht, die beobachteten Variabilitäten der Wurfausführung mit dem Wurferfolg zu verknüpfen. Hudson (Hudson, 1985) versuchte, durch Anwendung von Regressionsmethoden den Erfolg eines Wurfes mit den Abweichungen der Abwurfparameter vom jeweiligen Mittelwert einer Wurfserie in Zusammenhang zu bringen. Hierbei fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen erfolgreichen und nicht erfolgreichen Würfen. Unterstützt wurde dies von den Ergebnissen von Miller (S. Miller, 1998), die ebenfalls zum Zeitpunkt des Abwurfes keine signifikanten Unterschiede in den Abwurfparametern des Balles und den Segmentgeschwindigkeiten des Wurfarmes auswiesen. Die Variabilität der betrachteten Parameter stand in keinem Zusammenhang zu dem Wurferfolg. Es wurde daher vermutet, dass die Betrachtung von Variabilitäten in einzelnen Parametern nicht für eine Einschätzung der Trefferleistung geeignet ist. Miller (S. Miller, 1998) sah ebenfalls Hinweise für eine gezielte Nutzung von Variabilitäten bei Basketballwürfen. Zum Zeitpunkt des Abwurfes nahmen mit steigender Wurfentfernung die relativen Variabilitäten der Segmentgeschwindigkeiten entlang des Wurfarmes, bis hin zum Ball, ab. Absolut nahmen die Variabilitäten mit der Wurfweite zu.

Button (Button et al., 2003) untersuchte die Variabilität der Gelenkwinkel und Segmenttrajektorien des Wurfarmes bei Basketballspielerinnen in Abhängigkeit der Expertise. Hier zeigte sich mit zunehmender Wurferfahrung eine höhere Konsistenz der Parameter zwischen den einzelnen Würfen bezüglich der Gelenkwinkel des Hand- und Ellenbogengelenkes. Demgegenüber stand eine im Verhältnis auffallend geringe Reduktion der Variabilität der Trajektorien der Gelenkmittelpunkte mit steigender Wurferfahrung, wobei sich hier Variabilität auf die Standardabweichungen der Positionen von Ellbogen- und Handgelenk zu bestimmten Zeitpunkten während der Wurfausführung bezog. Entlang der Segmentkette des Wurfarmes wurde nach distal

eine Zunahme der Variabilitäten der absoluten Gelenkwinkel gefunden. Im Phasenraum von Handgelenk- und Ellbogenwinkel nahmen die Variabilitäten im Verlauf der Bewegung zum Abwurf hin zu. Da sich dieses nicht in einer erhöhten Variabilität der Abwurfparameter des Balles niederschlug, schloss man auf kompensatorische Wechselwirkungen zwischen den Gelenken des Wurfarmes.

Die Ergebnisse von Robins (Robins, 2006; Robins et al., 2008) deuten in die selbe Richtung. Hier wurden Variabilitäten bei der Ausführung von Sprungwürfen in Abhängigkeit der Wurfentfernung und der Wurferfahrung untersucht. Mit zunehmender Wurfentfernung zeigte sich nur beim Handgelenkwinkel ein signifikanter Anstieg der Variabilität. In Übereinstimmung mit Button (Button et al., 2003) wurde hier, trotz der beobachteten Variabilitäten bei den Gelenkwinkeln, keine nachteilige Beeinflussung des Abwurfortes und der Abwurfgeschwindigkeit des Balles festgestellt. Dieses Phänomen wurde durch kompensatorische Effekte erklärt. Mit steigender Wurfentfernung reduzierte sich die Exploration des Phasenraums der Gelenkwinkel durch die Probanden. Es zeigte sich eine Abnahme der Variabilität in der Kopplung der Bewegungen von Hand- und Ellenbogengelenk. Insgesamt reduzierte sich die Variabilität der Wurfausführung mit steigender Wurfentfernung.

Bei Robins (Robins et al., 2008) vergrößerten sich die kompensatorischen Effekte bei der Kontrolle des Wurfarmes mit einem Ansteigen des Könnensgrades des Werfers. Signifikante Unterschiede bezüglich der Erfahrung der Werfer zeigten sich nur hinsichtlich der Variabilität der Gelenkwinkel der Schulter, nicht aber bei den Winkeln von Hand- und Ellbogengelenk. Unabhängig von der Wurferfahrung, blieben hier kompensatorische Effekte bei der Kontrolle des Wurfarmes auch bei einer Änderung der Wurfentfernung erhalten.

## 2. Methoden

### 2.1. Probanden

Teilnehmer der Studie waren 23 gesunde männliche Probanden. Alle Probanden nahmen freiwillig an der Studie teil. Sie erklärten sich schriftlich mit den Versuchsbedingungen einverstanden, nachdem sie im Vorhinein über den Ablauf der Messungen umfassend aufgeklärt wurden. Alle Probanden warfen mit der rechten Hand. Die Probanden waren mit dem Sport Basketball unterschiedlich gut vertraut. So variierte die Basketballerfahrung der Probanden vom absoluten Anfänger bis zum Spieler der zweiten Bundesliga. Als Anfänger wurde eingestuft, wer weder Vereins- oder Wettkampferfahrung besaß und auch nicht gelegentlich in der Freizeit Basketball spielte. Von den 23 Teilnehmern wurden so 8 Probanden als Anfänger eingestuft. Von den übrigen 15 Probanden hatten 10 Vereins- und Wettkampferfahrung, die von der thüringischen Basketballoberliga bis zur Regionalliga reichten, wobei 5 Probanden zum Zeitpunkt der Untersuchung in der zweiten Bundesliga spielten.

#### *Teilnehmer der Hauptuntersuchung:*

23 männliche Teilnehmer, Rechtswerber, mittleres Alter  $24,4 \pm 4$  Jahre, mittlere Körpergröße  $182,5 \pm 8,8$  cm, mittleres Gewicht  $77,7 \pm 7,6$  kg, mittlerer Body-Mass-Index  $23,3 \pm 1,5$  kg/m<sup>2</sup>.

## **2.2. Versuchsaufbau**

### **2.2.1. Gerätschaften**

Die Messungen fanden in der Sporthalle Jahnstraße der Friedrich-Schiller-Universität in Jena statt. An nichttechnischen Aufbauten wurden ein Standard-Basketball und ein mobiler Basketballkorb (Typ: Sure Shot Tournament Court, Modell: 65560) verwendet. Der mobile Korb bot die Möglichkeit, bei konstanter Position des Werfers Würfe auf unterschiedliche Entfernungen auszuführen. Für die verschiedenen Wurfdistanzen wurden die Positionen der Standfüße des Korbes auf dem Hallenboden markiert, wodurch eine reproduzierbare Ausrichtung des Korbes möglich war. Die glänzende Oberfläche des Brettes des Basketballkorbes führte zu störenden Reflexionen für das Kamerasystem. Daher wurde das Brett des mobilen Basketballkorbes so mit einem schwarzen Tuch abgedeckt, dass nur noch der Korb und der Korbring zu sehen waren. Das typische schwarze Quadrat auf dem Brett war damit für die Werfer nicht zu sehen.

### **2.2.2. Messsysteme**

In der vorliegenden Studie wurden von den Probanden Basketballstandwürfe ausgeführt. Neben der Kinematik ausgewählter Körperpunkte wurden die Bodenreaktionskräfte beider Beine sowie die Aktivierung ausgewählter Muskel des Wurfarms zeitsynchronisiert gemessen. Die verwendeten Messsysteme werden im Folgenden beschrieben.

#### **2.2.2.1. Dynamometrie**

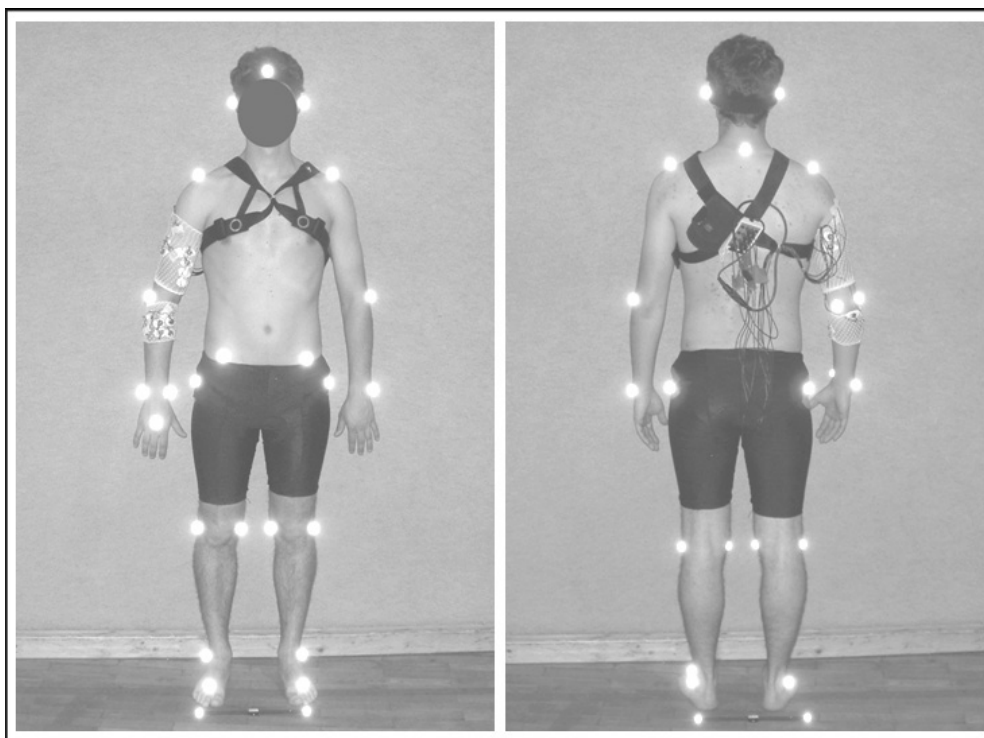
Bei den Wurfbewegungen wurden die Bodenreaktionskräfte für jedes Bein einzeln mit zwei Kistler Kraftmessplattformen (KMP) vom Typ 9281B11 (60cm x 40cm) gemessen. Die KMP waren ebenerdig auf speziellen, in den Hallenboden eingelassenen Kistler Montagerahmen montiert. Die Digitalisierung der Kraftdaten erfolgte über eine Messkarte der Firma Measurement Computing vom Typ PCIM-DAS1602/16 (16 Kanäle, 16 Bit, 100kHz) mit einer Aufnahmefrequenz von 2083 Hz. Als

Digitalisierungssoftware wurde die ebenfalls von Kistler entwickelte Software Bioware 3.24 verwendet.

Gemessen wurden die Bodenreaktionskräfte in allen 3 Raumrichtungen sowie die Position des Kraftangriffspunktes.

#### 2.2.2.2. Kinematik

Zur Aufnahme der Kinematik wurde ein infrarotlichtbasiertes Motion-Capture-System der Firma Qualisys Medical AB benutzt. Es kamen insgesamt 11 Kameras zum Einsatz, 6 Kameras des Typs ProReflex MCU1000 und 5 des Typs MCU240. Die Kameras wurden in einem Abstand von 7 m - 9,5 m kreisförmig um den Werfer herum aufgestellt, wobei 6 Kameras auf verlängerten Stativen in einer Höhe von etwa 3,1m aufgestellt wurden und die restlichen etwa in 2m Höhe. Die Aufnahmefrequenz der Kinematikdaten betrug 240Hz.



**Abbildung 2: Markerpositionen am Proband**

Platzierung der reflektierenden Marker auf dem Körper des Probanden. Außerdem sind die Befestigung des für die Aufzeichnung der Muskelaktivierungen benutzten EMG-Systems und die Platzierungen der EMG-Elektroden zu sehen.

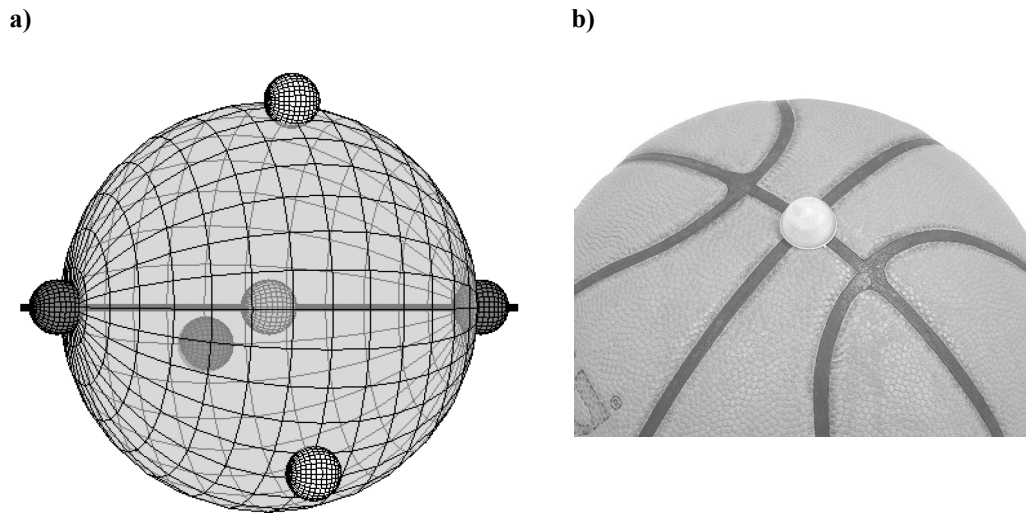
Auf dem Körper des Probanden wurden insgesamt 25 reflektierende Marker (Qualisys, Passivmarker, Durchmesser 19mm) an ausgewählten Körperpunkten mit doppelseitigem Klebeband befestigt (Abbildung 2). Die Stirn- und Ohrmarker waren auf einem Stirnband am Kopf des Probanden befestigt.

**Tabelle 1: Lokalisation der Marker**

<b>Körperteil</b>	<b>Markerpositionen</b>
Kopf / Rumpf:	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Stirn</li> <li>- Mitte des Ohres links / rechts</li> <li>- C7 proc. Spinosus</li> <li>- spina iliaca anterior superior links / rechts</li> </ul>
Wurfarm:	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Knöchel Mittelfinger</li> <li>- Epicondylus lateralis / medialis</li> <li>- processus styloideus ulnae / radii</li> <li>- Acromion</li> </ul>
Führungsarm:	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Epicondylus lateralis</li> <li>- processus styloideus radii</li> <li>- Acromion</li> </ul>
Bein:	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Trochanter major</li> <li>- Epicondylus lateralis / medialis</li> <li>- malleolus lateralis</li> <li>- articulatio metatarsophalangealis III</li> </ul>

Darüber hinaus wurden 5 Marker auf dem Ball befestigt. Zwei dieser Marker wurden unter Zuhilfenahme der sich auf einem Basketball befindlichen Linien so ausgerichtet, dass der Mittelpunkt des Balles auf der gedachten Verbindungslinie dieser beiden Marker lag (Abbildung 3b). Die restlichen 3 Marker wurden gleichmäßig auf den Umfang des Balles verteilt (Abbildung 3a).





**Abbildung 3: Markerpositionen Ball**

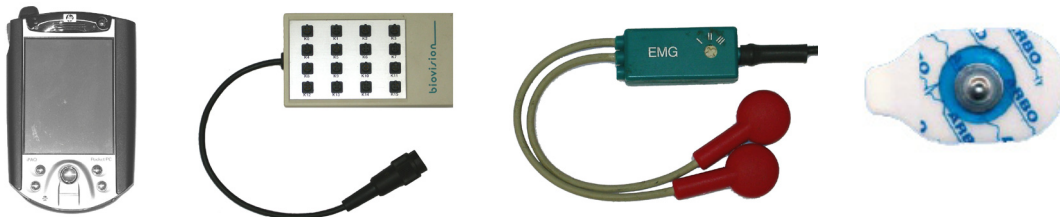
- (a) Schematische Darstellung der Positionen der 5 Ballmarker.
- (b) Ausrichtung der beiden Marker, die mit Hilfe der auf dem Ball befindlichen Linien positioniert wurden. Der Mittelpunkt des Balles lag auf der Verbindungslinie dieser beiden Marker.

Diese Markeranordnung erlaubte die Berechnung der Lage des Ballmittelpunktes sowie die Bestimmung der Rotation des Balles während des Fluges.

Zur Bestimmung der Position des Korbringes wurden am vorderen äußeren Rand des Ringes 3 Marker gleichmäßig verteilt angebracht.

### 2.2.2.3. EMG

Für die Erfassung der Aktivierung ausgewählter Muskeln des Wurfarmes kam ein bipolares Oberflächen-EMG-System der Firma Biovision (Wehrheim, Deutschland), bestehend aus Datalogger, EMG-Verstärker-Receiverbox, zum Einsatz. Es wurden, selbstklebende Einmalelektroden (Ag/Ag-Cl Sensor, Tyco Healthcare, Neustadt, Deutschland; Durchmesser 0,5 cm, Zwischen-Elektrodenabstand 2,5 cm Typ H93) verwendet. Die EMG Daten wurde mit einem Hewlett Packard IPAQ PDA mit der Software PLab (Stiegele Datensysteme, Deutschland) aufgenommen (Abbildung 4).



**Abbildung 4: Verwendete Geräte zur EMG-Messung**

Von links nach rechts: verwendeter Datalogger, Verstärker-Receiverbox, Differentialverstärker, verwendete Elektrode.

Als Messkarte wurde eine Superlogics DAQP Karte (16 Kanäle, 12 Bit, 100 KHz) bei einer Samplefrequenz von 2000Hz genutzt. Der PDA und die Verstärker-Receiverbox wurden an einem Brustgurt auf dem Rücken des Probanden befestigt (siehe Abbildung 2).

Die EMG-Messung wurde für die Hauptsynergisten und Antagonisten des Ellenbogen- und Handgelenkes des Wurfarms durchgeführt. Die Lokalisation und Platzierung der Elektroden geschah unter Berücksichtigung internationaler Standards (siehe Tabelle 2).

**Tabelle 2: Platzierung der EMG-Elektroden**

Übersicht über die untersuchten Muskeln und Platzierung der Elektrodenpaare (Hermens, Freriks, Disselhorst-Klug, & Rau, 2000).

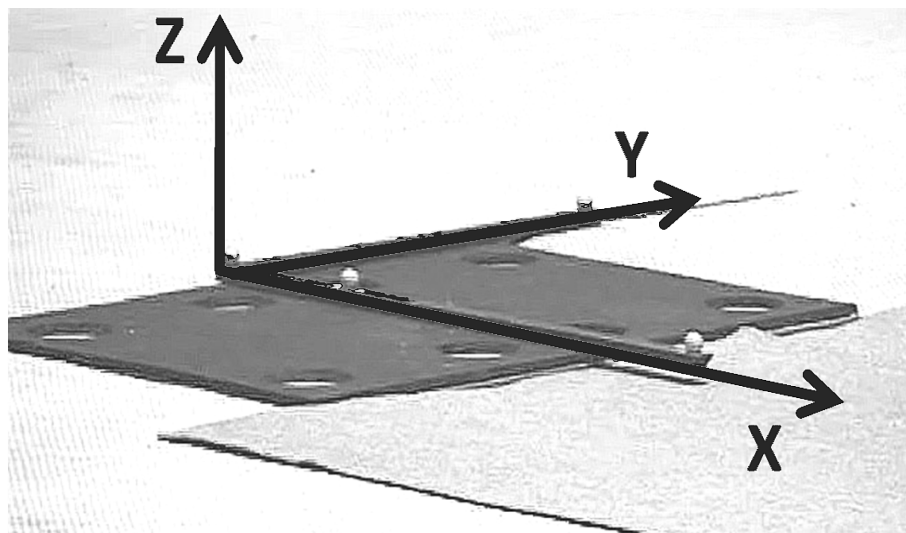
Muskel	Elektrodenlokalisierung
m.biceps brachii	auf 2/3 der Linie Acromion lateralis – Fossa Cubit
m. triceps brachii med.	Auf der Hälfte der Verbindungslinie posteriore crista acromion – Olecranon; zwei Finger medial der Linie
m.triceps brachii lat.	auf der Hälfte der Verbindungslinie posteriore crista acromion – Olecranon; zwei Finger lateral der Linie
m. brachioradialis	auf der Linie Daumengrundgelenk – Fossa Cubit auf dem Muskelbauch
m. flexor carpi radialis	auf dem proximalen Viertel der Verbindungslinie Epicondylus medialis - Mitte Handgelenk auf dem Muskelbauch
m. extensor carpi ulnaris	auf den proximalen der Verbindungslinie Epicondylus lateralis – Daumengrundgelenk auf dem Muskelbauch
Referenzelektrode	Olecranon

Vor der Elektrodenapplikation wurde die Haut rasiert und mit abstrahierender Paste (EPICONT, Marquette Hellige GmbH Freiburg, Deutschland) gereinigt.

### 2.2.3. Globales Koordinatensystem

Für die Auswertung mussten die drei einzelnen Koordinatensysteme des Kamerasystems und der beiden KMP zur Deckung gebracht werden. Dazu wurde das Koordinatensystem des Kamerasystems als globales Koordinatensystem gewählt und die beiden Koordinatensysteme der KMP entsprechend ausgerichtet.

Der Ursprung des globalen Koordinatensystems wurde zwischen den beiden KMP an deren Hinterkante platziert. Die X-Achse des Koordinatensystems wurde in Wurfrichtung ausgerichtet. Die Y-Achse entsprach der horizontalen Orthogonalen zur Wurfrichtung und die Z-Achse der vertikalen Richtung (Abbildung 5).



**Abbildung 5: Lage und Orientierung des globalen Koordinatensystems**

Darstellung der beiden KMP und des Kalibrierkeuzes des Kamerasystems. Zudem ist das globale Koordinatensystem eingezeichnet. Wurfrichtung war in Richtung der X-Achse.

### 2.2.4. Festlegung der Wurfentfernungen

Im Rahmen dieser Studie wurden Basketballwürfe aus unterschiedlichen Entfernungen untersucht. Zur Bestimmung der einzelnen Wurfentfernungen wurde im vorderen

Viertel der KMP eine provisorische Abwurflinie markiert. Die Lage der Abwurflinie wurde an der Fußspitze einer einzelnen Testperson ausgerichtet, die mittig auf den KMP stand. Von dieser Linie aus wurden gemäß den europäischen Basketballregeln die Entfernungen für einen Freiwurf und für einen 3-Punkte-Wurf abgetragen. Zusätzlich wurden noch die um 2 Meter verringerte Freiwurfentfernung und die um 1 Meter verlängerte 3-Punkte-Entfernung ausgemessen und markiert. Die Positionen der Füße des mobilen Basketballkorbes wurden auf dem Hallenboden markiert.

Mit einem modifizierten Aufbau des Kamerasystems wurden die in Tabelle 3 dargestellten Koordinaten des Korbmittelpunktes im globalen Koordinatensystem für die 4 Wurfentfernungen berechnet (Berechnung des Mittelpunktes siehe Anhang 6.4).

**Tabelle 3: Koordinaten des Korbmittelpunktes**

Entfernung	Koordinaten $\langle X Y Z \rangle$ [m]
Entfernung 1 (D1): Freiwurfentfernung – 2 Meter	$\langle 2.67 0.036 2.99 \rangle$
Entfernung 2 (D2): Freiwurfentfernung	$\langle 4.70 0.042 2.99 \rangle$
Entfernung 3 (D3): 3-Punkte-Entfernung	$\langle 6.73 0.055 2.99 \rangle$
Entfernung 4 (D4): 3-Punkte-Entfernung + 1 Meter	$\langle 7.76 0.080 2.99 \rangle$

### 2.3. Versuchsdurchführung

Die Messung begann mit der Aufklärung der Probanden. Durch Unterschreiben einer entsprechenden Einverständniserklärung bestätigten alle Probanden ihre freiwillige Teilnahme an der Untersuchung. Im Anschluss folgte die Vorbereitung der Probanden. Hier wurden die EMG-Elektroden und die reflektierenden Marker platziert sowie ausgewählte anthropometrische Daten ermittelt (vgl. Kapitel 6.1). Bei jedem Probanden wurden die endgültigen Markerpositionen in der Dreiseitenansicht mit einem Maßstab per Foto festgehalten (Abbildung 2). Parallel dazu wurden die Messsysteme vorbereitet.

Die Reihenfolge der 4 Wurfentfernungen wurde bei jedem Probanden im Vorhinein randomisiert festgelegt. Nach Ausrichtung des Basketballkorbes entsprechend der ersten Entfernung wurde das Kamerasystem kalibriert.

Den Probanden wurde nach Abschluss der Messvorbereitungen individuell Gelegenheit gegeben, sich zu erwärmen und einzuwerfen.

Im Zuge der Messungen absolvierten die Probanden nacheinander Wurfserien von jeweils 10 Stand- und 10 Sprungwürfen aus den 4 unterschiedlichen Entfernungen. Dabei wurden Kinematikdaten, Bodenreaktionskräfte und das EMG des Wurfarmes synchron aufgezeichnet. Details zur Synchronisation der Messsysteme finden sich im Anhang 6.6. Bezüglich der Wurfausführung wurde den Probanden nur die allgemeine Aufgabe gestellt, den Ball direkt - ohne Berührung des Ringes oder des Brettes - in den Korb zu werfen. Vor jedem Wurf wurde ein Reset der KMP durchgeführt.

Die Probanden betraten selbstbestimmt die KMP und führten den Wurf aus. Die Messung wurde dabei vom Versuchsleiter entsprechend rechtzeitig gestartet. Für einen Wurf wurde jeweils ein Zeitintervall von 5 Sekunden aufgenommen.

Nach einer vollständigen Wurfserie wurde der Basketballkorb auf die nächste Wurfentfernung ausgerichtet und das Kamerasystem nach dem Umbau neu kalibriert. Vor Beginn jeder neuen Wurfserie wurde den Probanden Gelegenheit gegeben, Probewürfe zur Gewöhnung an die neue Korbentfernung auszuführen.

Das Wurfergebnis (Treffer, Nichttreffer) sowie der Treffpunkt des Balles mit der Korbanlage (Ringberührung, Brettberührung) wurde in einem Protokoll vermerkt (siehe 6.1).

Den Abschluss eines Messdurchlaufs bildete eine EMG-Messung bei maximal willentlicher Anspannung (maximal voluntary contraction, MVC) der entsprechenden Muskeln (Hermens et al., 2000; Konrad, 2005). Bei den Messungen wurden die bei Konrad (Konrad, 2005) vorgeschlagenen Vorgehensweisen für die Messung der Ellenbogenstrecker und –beuger sowie der Handgelenksstrecker und –beuger verwendet.

## 2.4. Parameterauswertung

Den größten Anteil an der Datenvorverarbeitung hatte die Identifizierung und Zuordnung der Markertrajektorien der Kinematikmessung. Hierzu wurde ein von der Aufnahmesoftware bereitgestellter, halbautomatischer Algorithmus genutzt. Mit diesem Arbeitsschritt ging eine visuelle Kontrolle der Qualität der Kinematikdaten (verdeckte Marker, unbemerkt abgefallene Marker) einher, so dass die Brauchbarkeit der Daten für verschiedene Auswertungsschritte klassifiziert werden konnte.

Die Messdaten der Bodenreaktionskräfte wurden in ein ASCII Format exportiert, wobei gleichzeitig die zeitliche Auflösung der Daten auf die Messfrequenz des Kamerasystems interpoliert wurde.

Die weiteren Auswertungen der Kinematik-, Kraft- und EMG-Daten wurden mit dem Softwarepaket MATLAB® (Version 7.6.0, R2008a, Natick, Massachusetts, USA, [www.mathworks.com](http://www.mathworks.com)) durchgeführt.

### 2.4.1. Bestimmung des Abwurfzeitpunktes

Eine Wurfbewegung lässt sich immer in zwei separate Phasen zerlegen. In der ersten vorbereitenden Phase der Wurfbewegung wird jeweils das Wurfobjekt vom Werfer beschleunigt. Durch den Kontakt zwischen Werfer und Wurfobjekt haben die Bewegungen der Körpersegmente des Werfers direkten Einfluss auf die Kinematik des Wurfobjektes. Die zweite Phase ist die Flugphase des Wurfobjektes, dessen Bewegung hier ausschließlich von Gravitation und Luftkräften beeinflusst wird. Der Werfer hat ab dem Zeitpunkt des Abwurfes keinen Einfluss mehr auf die Flugtrajektorie.

Diese beiden Phasen werden durch den Abwurf bzw. den Abwurfzeitpunkt miteinander verbunden. Dadurch eignet sich der Abwurfzeitpunkt besonders für die zeitlich synchrone Darstellung der einzelnen Versuche einer Wurfserie, womit z.B. die Segmentbewegungen des Werfers während der einzelnen wurfvorbereitenden Phasen miteinander verglichen werden können.

In der vorliegenden Arbeit findet der Abwurf des Balles zum Zeitpunkt  $t_0 = 0$  statt. Zeitpunkte vor dem Abwurf sind damit durch ein negatives Vorzeichen gekennzeichnet. Zeitpunkte nach dem Abwurf haben ein positives Vorzeichen.

In der Literatur finden sich verschiedene Möglichkeiten, wie der Abwurfzeitpunkt einer Wurfbewegung ermittelt werden kann. Eine sehr genaue Möglichkeit, den Abwurfzeitpunkt zu bestimmen, ist die Verwendung von Mikroschaltern oder elektrischen Kontakten (Hore et al., 1995; Morrison & Anson, 1999). Eine Unterbrechung dieser Kontakte zeigt deutlich die Trennung des Wurfobjektes und der Wurfhand an. Bei Tests zu Beginn der hier beschriebenen Studie erwies sich diese Art der Bestimmung des Abwurfzeitpunktes als hinderlich für den Werfer und sehr störungsanfällig, so dass sie nicht zum Einsatz kam.

Bei Verwendung von Videokameras ist es möglich, den Zeitpunkt des Abwurfes im Bild zu bestimmen, wenn z.B. das Wurfobjekt erstmalig sichtbar die Hand des Werfers nicht mehr berührt oder ein zuvor definierter Abstand von Wurfhand und Wurfobjekt überschritten wird (Kudo et al., 2000; S. Miller & Bartlett, 1996). Durch die Verwendung eines infrarotlichtbasierten Kamerasystems brachte diese Methode auch nur sehr unbefriedigende und ungenaue Resultate, da nur die einzelnen Marker auf der Hand bzw. dem Ball zu sehen waren und nicht deren Konturen.

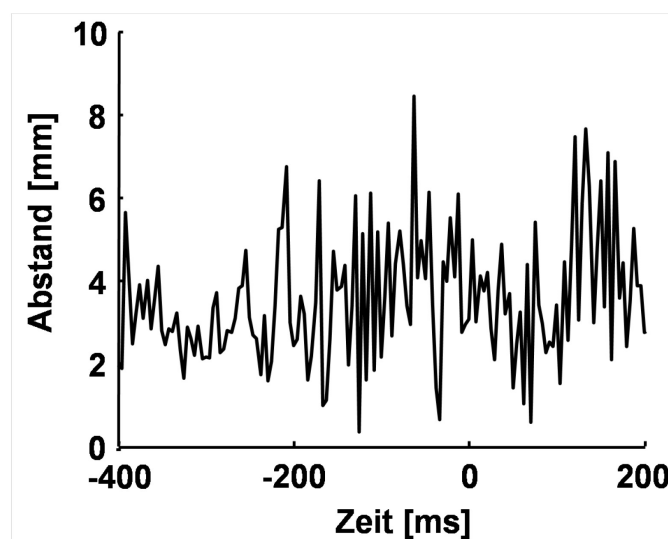
Zur Bestimmung des Abwurfzeitpunktes wurde in der vorliegenden Studie eine neue Methode entwickelt. Diese Methode macht sich die physikalischen Gesetze des Schrägen Wurfes zu Nutze. Diese Methode und notwendige Vorarbeiten sollen im Folgenden dargestellt werden.

#### **2.4.1.1. Berechnung des Ballmittelpunktes**

Im ersten Schritt wurde aus den fünf gemessenen Trajektorien der Ballmarker die Trajektorie des Ballmittelpunktes berechnet. Hierzu wurden nur die beiden Ballmarker benutzt, die mit dem Ballmittelpunkt auf einer Geraden lagen. Der Ortsvektor des Ballmittelpunktes  $\mathbf{M}$  ergibt sich als Mittelwert der beiden Vektoren der Ballmarker  $\mathbf{M}_1$  und  $\mathbf{M}_2$ :

$$\mathbf{M} = \frac{1}{2} (\mathbf{M}_1 + \mathbf{M}_2) \quad (7)$$

Bei der Bestimmung des Ballmittelpunktes mit 4 Markern (siehe 6.3) wies die Ergebnistrajektorie ein höheres Maß an Rauschen auf, was sich ungünstig auf die Berechnung von Geschwindigkeit und Beschleunigung auswirkte. Trotz geringer Einbußen bei der Genauigkeit wurde daher die Berechnung des Ballmittelpunktes unter Einbeziehung von nur 2 Markern durchgeführt, da für die Methode der Bestimmung des Abwurfzeitpunktes die Beschleunigung des Ballmittelpunktes wichtiger war, als die absolute Position.



**Abbildung 6: Differenz der Varianten der Ballmittelpunktsbestimmung**

Darstellung des Euklidischen Abstandes zwischen den beiden berechneten Positionen des Ballmittelpunktes unter Einbeziehung von 2 bzw. 4 Markern eines repräsentativen Versuches.

In Abbildung 6 ist beispielhaft der Euklidische Abstand zwischen den - einmal mit 2 bzw. mit 4 Markern - berechneten Positionen des Ballmittelpunktes eines Wurfes dargestellt. Die mittlere Abweichung liegt bei 4.1mm. Der Unterschied zwischen den beiden Varianten der Ballmittelpunktsberechnung ist ein systematischer Fehler, der bei großen Rotationsgeschwindigkeiten des Balles ein Oszillieren der Mittelpunktsposition zur Folge hätte. Innerhalb des Sichtfeldes der Kameras wurden während der Flugphase etwa 1-1.5 Umdrehungen des Balles beobachtet, so dass die möglichen Ungenauigkeiten als unkritisch eingestuft wurden.

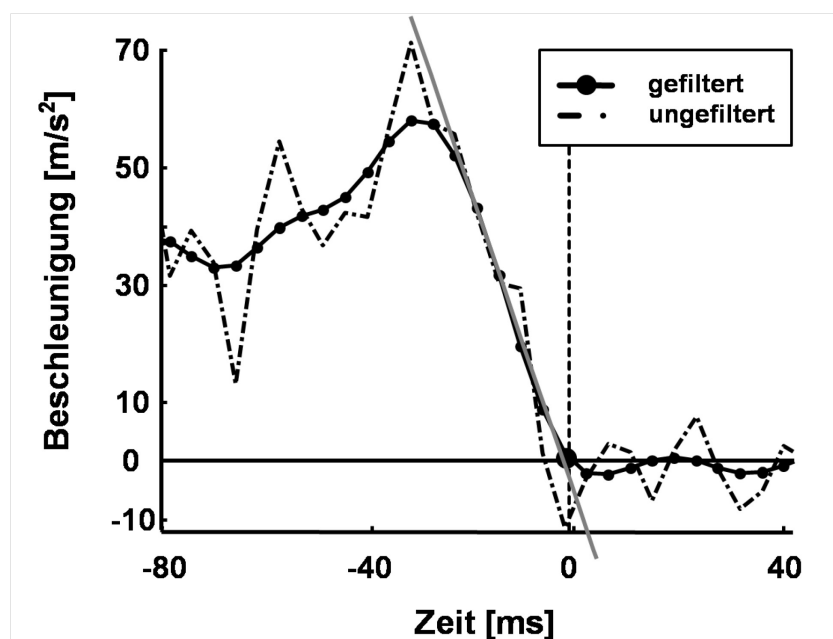


### 2.4.1.2. Bestimmung des Abwurfzeitpunktes

Zur Bestimmung des Abwurfzeitpunktes wurde die horizontale Beschleunigung  $\ddot{x}(t)$  des Ballmittelpunktes in Wurfrichtung untersucht. Bei Vernachlässigung des Luftwiderstandes, wirkt nach dem Abwurf auf den Schwerpunkt des Balles in horizontaler Richtung die konstante Beschleunigung ( 8 ).

$$\ddot{x}(t) = 0 \quad (8)$$

Bei Betrachtung der horizontalen Beschleunigung des Balles während der vorbereitenden Phase des Wurfes, sieht man im Verlauf eine fallende Flanke (Abbildung 7). Dieser Verlauf der horizontalen Ballbeschleunigung ist charakteristisch für einen Basketballwurf.



**Abbildung 7: Horizontale Beschleunigung des Ballmittelpunktes**

Gefilterter und ungefilterter zeitlicher Verlauf der horizontalen Beschleunigung des Ballmittelpunktes während der vorbereitenden Phase eines Wurfes und zu Beginn der Flugphase. Die graue Gerade nähert den Verlauf der fallenden Flanke des Beschleunigungsverlaufes an. Der Schnittpunkt dieser Gerade mit der horizontalen Achse wurde als Abwurfzeitpunkt bestimmt. Abwurf bei  $t_0 = 0$ .

Diese Flanke kann als eine Art Prozess der Trennung von Ball und Hand angesehen werden. Nach dieser fallenden Flanke sind die Werte der horizontalen Beschleunigung nahezu Null, was für die Flugphase des Balles steht.

Die horizontale Beschleunigung des Ballmittelpunktes wurde nach Glättung mit einem Moving-Average Filter (Fensterbreite 20ms / 5 Samples) durch zweimaliges Differenzieren der X-Koordinaten berechnet.

Anschließend wurde in die fallende Flanke eine Regressionsgerade gefittet und deren Schnittpunkt mit der horizontalen Achse bestimmt. Die Zeit, des diesem Schnittpunktes nächstgelegenen Samples des Beschleunigungsverlaufes, wurde als Abwurfzeitpunkt definiert.

Das Ergebnis dieses halbautomatischen Algorithmus wurde jeweils einer visuellen Kontrolle unterzogen und gegebenenfalls manuell korrigiert.

#### **2.4.2. Identifikation von Bewegungsauf takten**

Bei den Auswertungen ergab sich die Notwendigkeit, einen Beginn der Wurfbewegung zu definieren. Im Gegensatz zum Abwurf, der das Ende einer Wurfbewegung deutlich kennzeichnet, existiert keine offensichtliche Marke, die analog dazu den Beginn einer Wurfbewegung anzeigen würde. Besonders beim Basketballwurf wird der Beginn der Wurfbewegung vom Werfer nach individuellen Ritualen gestaltet (Southard et al., 1989). Desweiteren müssen bei einer Ganzkörperbewegung wie der Basketballwurfbewegung die Teilbewegungen der oberen und unteren Extremität nicht notwendigerweise synchron beginnen. Daher ist es sinnvoll, für die obere und untere Extremität unterschiedliche Startpunkte für die Wurfbewegung zu definieren.

##### **2.4.2.1. Bewegungsauf takt der unteren Extremität**

Als Bewegungsauf takt der unteren Extremität wurde der Beginn der Aufwärt sbewegung der Hüfte gewählt, was gleichzeitig den Beginn der Streckbewegung der Beine darstellt. Dazu wurden die Koordinaten des Mittelpunktes der beiden Hüftmarker (trochanter major) berechnet und die vertikale Geschwindigkeitskomponente dieses Punktes durch Bilden der Ableitung bestimmt. Als Beginn der Bewegung der unteren Extremität wurde der Vorzeichenwechsel von einer negativen zu einer positiven vertikalen Geschwindigkeit definiert.

#### 2.4.2.2. Bewegungsauftakt der oberen Extremität

Als Bewegungsauftakt der oberen Extremität wurde der Beginn der Streckung des Ellenbogengelenkes des Wurfarmes gewählt. Dazu wurde der Verlauf der Winkelgeschwindigkeit des Ellenbogengelenkes betrachtet. Der Ellenbogenwinkel wurde durch den Schultermarker (acromion) und den Mittelpunkten der medialen und lateralen Marker an Hand- und Ellenbogengelenk definiert (Abbildung 2). Die Betrachtung der Gelenkmittelpunkte von Hand- und Ellenbogengelenk minimiert Ungenauigkeiten bei der Berechnung des Ellenbogenwinkels, die durch eine Drehung des Unterarms entstehen würden.

Durch Ableitung des Winkels wurde die Winkelgeschwindigkeit berechnet und anschließend mit einem Butterworth-Tiefpassfilter (2. Ordnung; Grenzfrequenz 18Hz) geglättet. Vom Maximum der Ellenbogenwinkelgeschwindigkeit aus wurde dann rückwärts der Zeitpunkt gesucht, an dem die Winkelgeschwindigkeit erstmalig den Grenzwert von

$$\omega_{grenz} = \frac{\pi}{6} \frac{1}{s} \quad (9)$$

überschritt. Dieser Zeitpunkt wurde als Beginn der Streckbewegung des Wurfarmes definiert.

Die Maximalwerte der Winkelgeschwindigkeiten im Ellenbogengelenk variierten mit den unterschiedlichen Wurfentfernungen in einem Bereich von  $\omega_{max} \approx 10 \frac{1}{s}$  für die Entfernung D1 bis  $\omega_{max} \approx 22 \frac{1}{s}$  für die Entfernung D4. Der benutzte Grenzwert  $\omega_{grenz}$  bewegt sich damit in einer Größenordnung von 2% bis 5% der zu erwartenden maximalen Winkelgeschwindigkeiten.

#### 2.4.3. EMG-Auswertung

Die einzelnen EMGs wurden auf ein von 500ms vor dem Abwurf bis 250ms nach dem Abwurf reichendes Zeitintervall zurechtgeschnitten und jeweils mit dem Zeitpunkt des Abwurfes synchron ausgerichtet. Artefakte wurden mit einem Butterworth-Highpassfilter (4.Ordnung, Grenzfrequenz 20Hz) aus dem EMG-Signal eliminiert (Anders et al., 2007). Nach der folgenden Vollgleichrichtung wurden die EMGs mit

einem Root-Mean-Square Filter (Fensterbreite 50ms) geglättet (Konrad, 2005). Aus den einzelnen Versuchen einer Wurfserie wurden anschließend die Medianverläufe mit oberem und unterem Quartil der gemessenen EMGs ermittelt.

Schließlich wurde das Summensignal von m.triceps brachii lat. und m.triceps brachii med. als EMG der ellbogenstreckenden Muskulatur und das Summensignal von m.biceps brachii und m.brachioradialis als das EMG der ellbogenbeugenden Muskulatur definiert.

Als Parameter wurden die maximalen Amplituden der EMG-Medianverläufe bestimmt. Zusätzlich wurde über ein konstantes Zeitintervall (300ms vor Abwurf bis Abwurf) das Integrierte EMG bestimmt (Konrad, 2005). Für die EMGs der einzelnen Probanden wurde eine MVC-Normalisierung durchgeführt (Konrad, 2005). Um mögliche Einflüsse der verschiedenen Wurfentfernungen zu untersuchen wurde ggf. eine Normalisierung auf die Werte der größten Entfernung D4 durchgeführt.

Als weiterer Parameter wurde die Korrelation der EMG-Verläufe hinsichtlich der verschiedenen Wurfentfernungen untersucht. Für alle Muskeln wurde das Bestimmtheitsmaß zwischen den EMG-Medianverläufen von je 2 der 4 verschiedenen Wurfentfernungen bestimmt.

## **2.5. Inverse Dynamik**

Willentliche Bewegungen des menschlichen Körpers werden durch Muskelkontraktionen erzeugt. Muskelkräfte erzeugen Drehmomente, die auf die Gelenke des Körpers wirken, wodurch Bewegungen der Körpersegmente hervorgerufen werden. Eine direkte Messung dieser im Inneren des Körpers wirkenden Kräfte und Drehmomente ist -wenn überhaupt- nur mit großem, invasivem Aufwand möglich. Lediglich die von den inneren Prozessen hervorgerufenen äußeren Kräfte und Momente können direkt gemessen werden.

Die Methode der Inversen Dynamik bietet die Möglichkeit eines gewissen Einblicks in diese Prozesse. Bei dieser Methode können, aufgrund der Segmentbewegungen der Körpersegmente und mit Berücksichtigung wirkender äußerer Kräfte, Rückschlüsse auf die Gelenkmomente gezogen werden. Das Ziel dieser Methode sind die in den Gelenken wirkenden Nettodrehmomente, die ursächlich für die beobachtbaren Segmentbewegungen sind. Über weitere Modellbetrachtungen lassen sich so ebenfalls Rückschlüsse auf die von der Muskulatur entwickelten Kräfte ziehen.

Die Methode der Inversen Dynamik impliziert die Benutzung eines geeigneten Modells des menschlichen Körpers, auf dessen Grundlage die Berechnungen durchgeführt werden.

### **2.5.1. Verwendete Software**

Für die Berechnung der Inversen Dynamik wurde kommerzielle Software benutzt. Es kam das Programm Visual3D der Firma C-Motion (C-Motion Inc, Germantown, MD) in der Version 3.99.25.8 zum Einsatz. Ein zentraler Punkt der Software ist die Vorgehensweise bei der Übertragung der gemessenen Segmentbewegungen auf das verwendete Menschmodell. In Visual3D wird dies über einen Least-Squares-Fitalgorithmus bewerkstelligt. Die Berechnung der zwischen zwei Segmenten wirkenden Kräfte und Momente wird iterativ entlang der modellierten Segmentketten des verwendeten Modells von distal nach proximal durchgeführt. Dabei wird jeweils die Annahme getroffen, dass die an einem Gelenk wirkenden Gelenkkräfte und –momente

am jeweiligen Ende der beiden verbundenen Segmente von gleichem Betrag und entgegengesetzter Orientierung sind.

Der verwendete Algorithmus bietet die Möglichkeit, dass beliebige äußere Kräfte und Drehmomente an jedem einzelnen Segment des Modells manuell in die Berechnung eingefügt werden können.

Bei den Berechnungen der Inversen Dynamik wurde der Körper des Werfers mit einem in 14 Segmente unterteilten Menschmodell dargestellt. Mit Ausnahme der Hand des Führungsarmes wurde der gesamte menschliche Körper modelliert. Nähere Informationen zum dem verwendeten Menschmodell finden sich im Anhang 6.7.

## **2.5.2. Ausgabe der Modellberechnungen**

Gelenkbezogene Ausgabeparameter der Inversen Dynamik waren die Gelenkmomente, die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten und die Gelenkleistungen. Weitere kinematische Ausgabegrößen waren der Ort, die Geschwindigkeit und die Beschleunigung der Schwerpunkte der Körpersegmente und des Balles sowie als rotatorische Größen die Winkelgeschwindigkeiten und –beschleunigungen der einzelnen Segmente im Raum.

Mit Ausnahme der Gelenkleistungen lagen die einzelnen Größen im Ergebnis jeweils als dreidimensionale Vektoren im Laborkoordinatensystem vor. Die Gelenkleistungen wurden nach Darstellung der Vektoren von Gelenkmoment und –winkelgeschwindigkeit in geeigneten lokalen Gelenkkoordinatensystemen als komponentenweises Produkt berechnet.

Die Auswertung der Gelenkparameter bezog sich auf beide Sprunggelenke, beide Kniegelenke sowie Ellbogen- und Handgelenk des Wurfarmes.

### **2.5.2.1. Gelenkkoordinatensysteme von Knie- und Ellbogengelenk**

Die ausgegebenen Momentenvektoren umfassen sowohl durch Muskelaktivität erzeugte Drehmomente als auch durch den passiven Bewegungsapparat erzeugte Zwangsmomente. Da die Betrachtung der für die Bewegung der Segmente verantwortlichen, muskulär erzeugten Gelenkmomente im Vordergrund standen,

mussten die Ergebnisvektoren der Gelenkmomente in geeigneten Gelenkkoordinatensystemen dargestellt werden, um die passiven und aktiven Drehmomentanteile bestmöglich aufzutrennen. Hierzu wurde modellhaft angenommen, dass Sprung-, Knie-, Ellbogen- und Handgelenk jeweils Scharniergelenke mit nur einem Freiheitsgrad waren.

Für die Kniegelenke beider Beine und das Ellenbogengelenk des Wurfarmes wurden kartesische Koordinatensysteme erstellt. Die Koordinatenebenen wurden parallel bzw. senkrecht an derjenigen Ebene ausgerichtet, die durch die an das jeweilige Gelenk angrenzenden Segmente aufgespannt wurde (siehe Anhang 6.5). Die senkrecht zu dieser Ebene ausgerichtete Achse des konstruierten Ausgabekoordinatensystems wurde als Drehachse des Gelenkes definiert. Bei der Darstellung des Drehmomentvektors in diesem Koordinatensystem wurde die Vektorkomponente entlang der definierten Drehachse als das für die Bewegung der Segmente verantwortliche Gelenkmoment angesehen.

Bei den Sprunggelenken und dem Handgelenk wurden mit der Längsachse des proximal an das Gelenk anschließenden Segmentes und der durch die medialen und lateralen Gelenkmarker definierten Gerade kartesische Koordinatensysteme konstruiert, in denen die Vektoren der Gelenkmomente dargestellt wurden. Die Vektorkomponente entlang der durch die beiden Gelenkmarker definierten Achse wurde als das für die Bewegung verantwortliche Drehmoment angesehen.

Die Ergebnisvektoren der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten wurden ebenfalls in den beschriebenen Ausgabekoordinatensystemen dargestellt und die Vektorkomponenten in Richtung der definierten Gelenkachsen für das jeweilige Gelenk als Winkelgeschwindigkeit bestimmt.

Die Gelenkleistungen wurden als Produkt der Komponenten in Richtung der definierten Gelenkdrehachsen von Gelenkmoment und der Gelenkwinkelgeschwindigkeit berechnet.

Details zur Konstruktion der Ausgabekoordinatensysteme finden sich im Anhang 6.5.

## 2.6. Analyse des Lösungsraums von Basketballwürfen

### 2.6.1. Annäherung des Lösungsraums in der wurfvorbereitenden Phase

Für das Ergebnis einer Zielwurfbewegung ist die Position und Geschwindigkeit des Balles zum Zeitpunkt des Abwurfes entscheidend. Aufgrund der Situation zum Zeitpunkt  $t = t_0$  des Abwurfes ist die Trajektorie des Balles für den Zeitraum  $t > t_0$  bis zum Erreichen des Ziels durch die äußeren, physikalischen Bedingungen eindeutig definiert. In dem zu Grunde liegenden Koordinatensystem (vgl. 2.2.3) kann damit eine Wurfbewegung im dreidimensionalen Raum zum Zeitpunkt des Abwurfes durch ein 6-Tupel

$$\zeta(t_0) := (x_0, y_0, z_0, \dot{x}_0, \dot{y}_0, \dot{z}_0) \quad (10)$$

dargestellt werden. Durch eine Modellierung der Flugphase ist es möglich, die Flugtrajektorie auf einen Zeitraum mit  $t < t_0$  vor dem Abwurf auszudehnen. Jedem Tupel (10) kann so für alle Zeitpunkte  $t_i \in ]-\infty, \infty[$  eindeutig ein Flugzustand

$$\zeta(t_i) := (x_i, y_i, z_i, \dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i) \quad (11)$$

zugeordnet werden. Damit ist es möglich, einer beliebigen Abwurfsituation eindeutig eine unendliche konstruierte Flugtrajektorie zuzuordnen. Die Menge  $\mathbb{W}$  mit

$$\mathbb{W} := \{ \zeta(t_i) = (x_i, y_i, z_i, \dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i) \mid (x_i, y_i, z_i, \dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i) \in \mathbb{R}^6, -\infty < i < \infty \} \quad (12)$$

umfasst alle möglichen Flugtrajektorien einer Wurfbewegung im dreidimensionalen Raum. Die Untermenge  $\mathbb{W}_0 \subset \mathbb{W}$  mit

$$\mathbb{W}_0 := \{ \zeta(t_i) = (x_i, y_i, z_i, \dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i) \mid (x_i, y_i, z_i, \dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i) \in \mathbb{R}^6, i = 0 \} \quad (13)$$

kann als Menge aller möglichen Abwurfsituationen angesehen werden. Zu jedem  $\zeta(t_0) \in \mathbb{W}_0$  existiert damit genau eine Flugtrajektorie  $\zeta(t_i) \in \mathbb{W}, -\infty < i < \infty$ .

Sei

$$\tilde{\zeta}(t_i) = (\tilde{x}_i, \tilde{y}_i, \tilde{z}_i, \tilde{\dot{x}}_i, \tilde{\dot{y}}_i, \tilde{\dot{z}}_i), -n \leq i \leq N \quad (14)$$

die gemessene Trajektorie einer Wurfbewegung.

Dann ist  $\tilde{\zeta}(t_0) \in \mathbb{W}_0$  und damit existiert eine Flugtrajektorie  $\zeta \in \mathbb{W}$  mit  $\tilde{\zeta}(t_0) = \zeta(t_0)$ .



Für die Phase nach dem Abwurf gilt

$$\tilde{\zeta}(t_i) = \zeta(t_i) \text{ für } 0 \leq i < N. \quad (15)$$

Für den Zeitraum vor dem Abwurf gilt im Allgemeinen

$$\tilde{\zeta}(t_i) \neq \zeta(t_i) \text{ für } -n \leq i < 0, \quad (16)$$

da der Ball in dieser Phase noch beschleunigt wird und damit neben Gewichtskraft und Luftwiderstandskraft weitere äußere Kräfte auf ihn wirken.

Der Verlauf der gemessenen Balltrajektorie  $\tilde{\zeta}$  ist das Ergebnis der Koordination der Segmentbewegungen des Werfers. Durch ihre Definition ist es offensichtlich, dass sich die gemessene Trajektorie  $\tilde{\zeta}$  und die konstruierte Trajektorie  $\zeta$  gegenseitig annähern müssen, da sie ab dem Abwurf übereinstimmen. Die Art der Annäherung beider Trajektorien ist geprägt von der individuellen Koordination der Beschleunigungsphase des Balles durch den Werfer. Trifft man weiterhin die Annahme, dass die konstruierte Trajektorie  $\zeta$  den Korb trifft, so stellt diese eine Teilmenge der GEM dar ( 17 ).

$$\zeta(t_i) = (x_i, y_i, z_i, \dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i) \in \mathcal{G} \text{ für } t_i \in ]-\infty, \infty[ \quad (17)$$

Die in 1.2.1.2 erwähnten Schnitte durch die GEM sind jeweils Projektionen der Trajektorie  $\zeta$  in die entsprechenden mit den einzelnen Komponenten von ( 17 ) gebildeten Unterräume.

#### 2.6.1.1. Partielle Sensitivitätsanalyse

Die Annäherung der Trajektorien  $\tilde{\zeta}$  und  $\zeta$  wurde untersucht, indem für jede Komponente einzeln der Abstand zwischen beiden Trajektorien berechnet wurde. Für die Berechnung des Abstandes wurde eine zu ( 11 ) äquivalente Trajektoriendarstellung genutzt. Mit den Beziehungen

$$\alpha := \arctan\left(\frac{\dot{z}}{\dot{x}}\right) \quad (18)$$

$$v := \sqrt{\dot{x}^2 + \dot{z}^2} \quad (19)$$

ergibt sich als äquivalente Darstellung der Wurftrajektorien

$$\zeta(t_i) = (x_i, y_i, z_i, \dot{x}_i, \dot{y}_i, \dot{z}_i) \equiv (x_i, y_i, z_i, \alpha_i, v_i, \dot{y}_i) \quad (20)$$

Die Sensitivitätsanalyse wurde durchgeführt, um für die einzelnen Komponenten ein Maß zu bekommen, mit dem die Abstände der Trajektorien  $\tilde{\zeta}$  und  $\zeta$  bewertet werden können. Für jede der 4 Wurfentfernungen wurde jeweils eine Trajektorie  $\tilde{\zeta}(t_0)$  durch den Korbmittelpunkt konstruiert, bei der partiell jede einzelne Komponente in beide Richtungen soweit variiert wurde, bis der Ball den Korb nicht mehr treffen würde. In Tabelle 4 sind die dabei eingesetzten Abwurfbedingungen aufgelistet. Für die Werte der Abwurfhöhe  $z_0$  und des Abwurfwinkels  $\alpha_0$  wurden die für die jeweilige Entfernung berechneten Mittelwerte von allen Würfeln aller Probanden eingesetzt. Aufgrund der jeweils gegebenen Abwurfbedingungen wurde eine passende Abwurfgeschwindigkeit  $v_0$  berechnet, so dass die resultierende Flugtrajektorie des Balles genau durch den Mittelpunkt des Korbes führt.

**Tabelle 4: Abwurfbedingungen der Sensitivitätsanalyse**

Auflistung der bei der Sensitivitätsanalyse vorgegebenen Abwurfbedingungen. Die Werte stellen repräsentative Mittelwerte für die jeweilige Wurfentfernung dar.

Entfernung	$(x - x_0)$ [m]	$z_0$ [m]	$\alpha_0$ [°]	$y_0$ [m]	$\dot{y}_0$ [m/s]	Korbhöhe [m]
D1	2.67-0.5	2.33	58	0	0	3
D2	4.69-0.5	2.33	52	0	0	3
D3	6.73-0.5	2.33	50	0	0	3
D4	7.76-0.5	2.33	50	0	0	3

Die Variationsbereiche der einzelnen Komponenten der Trajektorie sind in Tabelle 5 für jede Wurfentfernung aufgelistet.

**Tabelle 5: Variationsbereiche der Sensitivitätsanalyse**

Durch partielle Variation ermittelte Grenzen der bestimmenden Abwurfparameter eines Wurfes, die weiterhin einen erfolgreichen Wurf ermöglichen würden. Ausgangspunkt für diese Variationsgrenzen ist für die jeweilige Wurfentfernung eine Trajektorie, die genau durch den Mittelpunkt des Korbes führt.

Entfernung	Abstände					
	$dx$ [m]	$dy$ [m]	$dz$ [m]	$d\alpha$ [°]	$dv$ [m/s]	$d\dot{y}$ [m/s]
D1	$\pm 0.058$	$\pm 0.105$	$-0.056 / +0.06$	$-10.83 / +2.18$	$\pm 0.056$	$\pm 0.169$
D2	$\pm 0.056$	$\pm 0.105$	$-0.053 / +0.055$	$-7.16 / +2.23$	$\pm 0.04$	$\pm 0.117$
D3	$\pm 0.057$	$\pm 0.105$	$-0.055 / +0.057$	$-5.96 / +2.06$	$\pm 0.034$	$\pm 0.095$
D4	$\pm 0.06$	$\pm 0.105$	$-0.06 / +0.061$	$-6.47 / +1.72$	$\pm 0.033$	$\pm 0.075$

#### 2.6.1.2. Untersuchung der Trajektorienannäherung

Die Annäherung der gemessenen Trajektorie  $\tilde{\zeta}$  an die konstruierte Trajektorie  $\zeta$  wurde partiell für die einzelnen Komponenten der 6-Tupel ( 20 ) untersucht. Dabei wurden die Differenzen zwischen den Komponenten beider Trajektorien zeitsynchron bestimmt. Die gemessene horizontale Position des Ballmittelpunktes  $\tilde{x}$  wurde als Synchronisationsparameter gewählt. Die Trajektorie  $\zeta$  wurde an den Stellen  $\tilde{x}_i$  ausgewertet, wodurch man die zu  $\tilde{\zeta}$  synchronisierte Trajektorie

$$\hat{\zeta}(t_i) = (\hat{x}_i, \hat{y}_i, \hat{z}_i, \hat{\alpha}_i, \hat{v}_i, \hat{\dot{y}}_i) \quad (21)$$

erhielt.

Für die Berechnung der einzelnen Komponenten von  $\hat{\zeta}$  wurden die in Tabelle 6 aufgelisteten Ausdrücke benutzt. Die Gleichungen basieren auf dem Schrägen Wurf mit Vernachlässigung des Luftwiderstandes.

Tabelle 6: Komponentenberechnung der synchronisierten Trajektorie

Komponente	Gleichung	
$\hat{x}$	$z^{-1}(\tilde{z}(\tilde{x})) = -\frac{\dot{\tilde{x}}\sqrt{\dot{\tilde{z}}^2 + 2g(\tilde{z}_0 - \tilde{z})} + \dot{\tilde{x}}_0\dot{\tilde{z}}_0}{g + \tilde{x}_0}$	( 22 )
$\hat{y}$	$y(\tilde{x}) = \dot{y}_0 \frac{\tilde{x} - \tilde{x}_0}{\dot{\tilde{x}}_0} + \tilde{y}_0$	( 23 )
$\hat{z}$	$z(\tilde{x}) = -\frac{g}{2} \frac{(\tilde{x} - \tilde{x}_0)^2}{\dot{\tilde{x}}_0^2} + \frac{\dot{\tilde{z}}_0}{\dot{\tilde{x}}_0} (\tilde{x} - \tilde{x}_0) + \tilde{z}_0$	( 24 )
$\hat{\alpha}$	$\alpha(\tilde{x}) = \arctan\left(-\frac{g}{\dot{\tilde{x}}_0^2}(\tilde{x} - \tilde{x}_0) + \frac{\dot{\tilde{z}}_0}{\dot{\tilde{x}}_0}\right)$	( 25 )
$\hat{v}$	$v(\tilde{x}) = \sqrt{\dot{\tilde{x}}_0^2 + \left(\frac{g}{\dot{\tilde{x}}_0}(\tilde{x} - \tilde{x}_0) - \dot{\tilde{z}}_0\right)^2}$	( 26 )
$\hat{y}$	$\dot{y}(\tilde{x}) = \dot{y}_0$	( 27 )

Nachfolgend wurden die Differenzen der Komponenten der beiden synchronisierten Trajektorien  $\zeta$  und  $\hat{\zeta}$  berechnet durch:

$$\Delta x = |z^{-1}(\tilde{z}(\tilde{x})) - \tilde{x}| \quad ( 28 )$$

$$\Delta y = |y(\tilde{x}) - \tilde{y}(\tilde{x})| \quad ( 29 )$$

$$\Delta z = |z(\tilde{x}) - \tilde{z}(\tilde{x})| \quad ( 30 )$$

$$\Delta \alpha = |\alpha(\tilde{x}) - \tilde{\alpha}(\tilde{x})| \quad ( 31 )$$

$$\Delta v = |v(\tilde{x}) - \tilde{v}(\tilde{x})| \quad ( 32 )$$

$$\Delta \dot{y} = \left| \dot{y}(\tilde{x}) - \frac{0.105 \cdot \dot{\tilde{x}}_0}{D_i - \tilde{x}_0} \right| \quad ( 33 )$$

$D_i$  – jeweilige Wurfentfernung

Für jede einzelne Komponente wurde geprüft, ab welchem Zeitpunkt der Beschleunigungsphase die berechneten Differenzen ( 28 ) - ( 33 ) innerhalb der in der Sensitivitätsanalyse ermittelten Grenzen lagen (vgl. Tabelle 5). Ausgehend vom Zeitpunkt  $t = t_0$  des Abwurfs wurde schrittweise rückwärts in der Zeit der Zeitpunkt  $t = t_{-n}$  der Überquerung der jeweiligen Grenze gesucht.

Dieses Vorgehen bei der Untersuchung der Annäherung der Balltrajektorie an die GEM in den einzelnen Komponenten kann prinzipiell so verstanden werden, dass die Annäherung an die GEM in den unterschiedlichen Schnittebenen durch den Parameterraum  $\mathcal{P}$  untersucht wird (vgl. 1.2.1.2).

Die ermittelten Abstände wurden in Beziehung zu der Länge des Beschleunigungsweges des Balles gesetzt. Die absolute Länge des Beschleunigungsweges des Balles war für jeden Probanden unterschiedlich, da die Ausführungen der Wurfbewegungen und die Segmentlängen des Wurfarmes individuell unterschiedlich waren. Aus diesem Grund wurde eine Darstellung der Abstände gewählt, die sich auf den prozentualen Anteil des Beschleunigungsweges bezieht, für den die Grenzen aus der Sensitivitätsanalyse unterschritten werden. Durch dieses Vorgehen konnten die Ergebnisse der einzelnen Probanden miteinander verglichen werden.

Über die Beziehung

$$\mathcal{L}_{in} = \sum_{i=-n+1}^0 \sqrt{(\tilde{x}(t_i) - \tilde{x}(t_{i-1}))^2 + (\tilde{z}(t_i) - \tilde{z}(t_{i-1}))^2} \quad (34)$$

wurde für jeden einzelnen Parameter die Länge  $\mathcal{L}_{in}$  des Beschleunigungsweges vom Zeitpunkt  $t = t_{-n}$  bis zum Abwurf bestimmt, für den die Grenzen der Sensitivitätsanalyse unterschritten wurden. Im Anschluss wurde der prozentuale Anteil der Länge  $\mathcal{L}_{in}$  an der Länge des gesamten Beschleunigungsweges  $\mathcal{L}_{ges}$  des Balles berechnet.

$$\mathcal{L}_{ges} = \sum_{i=-B+1}^0 \sqrt{(\tilde{x}(t_i) - \tilde{x}(t_{i-1}))^2 + (\tilde{z}(t_i) - \tilde{z}(t_{i-1}))^2} \quad (35)$$

Der Zeitpunkt  $t = t_{-B}$  stellt den Zeitpunkt des Beginns der Streckung des Ellbogengelenkes dar (vgl. 2.4.2.2). Die Betrachtung der Länge des Beschleunigungsweges des Ballmittelpunktes wurde auf die x-z Ebene beschränkt.

Bei der Bestimmung der Differenzen wurde für jede der 4 Wurfentfernungen jeder einzelne Wurf der Probanden betrachtet. Die Bestimmung der Differenzen wurde daher sowohl für die den Korb treffenden als auch verfehlenden Würfe durchgeführt.

Die Länge des Beschleunigungsweges ( 35 ) als Bezugsgröße kann sich mit einer Vergrößerung der Wurfentfernung ändern. Für jeden Probanden wurde für die einzelnen Würfe die Länge des Beschleunigungsweges des Balles bestimmt. Für jede Wurfentfernung wurde für jeden Probanden aus den Wurfserien der Median der Länge des Beschleunigungsweges bestimmt und auf die Werte der größten Wurfentfernung D4 normiert. Mit dieser normierten Länge des Beschleunigungsweges wurden anschließend die prozentualen Anteile des Beschleunigungsweges des Balles, wo die Differenzen ( 28 ) - ( 33 ) die Grenzen der Sensitivitätsanalyse unterschritten, gewichtet.

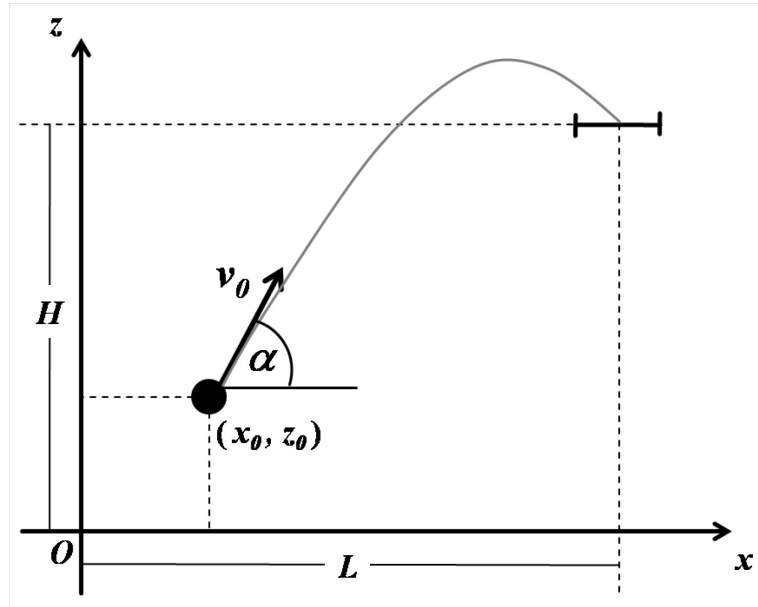
### 2.6.2. Annäherung der GEM von Basketballwürfen

Der erste Schritt bei der Untersuchung des Basketballwurfes im Hinblick auf die Existenz und ein mögliches Ausnutzen der GEM, ist eine brauchbare mathematische Formulierung des Vorganges. Nach Cusumano und Cesari (2006) kann zu einer Zielwurfbewegung eine Zielfunktion aufgestellt werden, die die Zustandsvariablen  $\zeta$  des Balles beim Abwurf in Koordinaten  $\eta$  des Treffpunktes überführt. Die Zielfunktion  $f$  kann dabei als eine vektorwertige Funktion

$$f(\zeta, \eta) = 0 \quad (36)$$

angesehen werden. Die Funktion  $f$  umfasst ebenfalls die äußeren physikalischen Bedingungen, denen der Ball während der Flugphase unterworfen ist. Beim Beispiel des zweidimensionalen schrägen Wurfes sind die einzelnen Größen durch  $\zeta \in \mathbb{R}^4$ ,  $\eta \in \mathbb{R}^2$

und  $\mathbf{f} \in \mathbb{R}^2$  gegeben. Für die Ermittlung der GEM sollen im Folgenden nur Würfe betrachtet werden, deren Trajektorien genau durch den Mittelpunkt des Korbes gehen.



**Abbildung 8: Prinzipskizze des 2D-Zielwurfes**

Skizzierung eines Basketballwurfes im zweidimensionalen Raum mit Darstellung der Größen und Bezeichnungen für die Untersuchung der GEM des Wurfes.

Zum Zeitpunkt des Abwurfes  $t = t_0$  ist der Wurf durch das Tupel

$$\boldsymbol{\zeta}(t_0) = (x_0, z_0, \alpha_0, v_0) \quad (37)$$

$$\text{mit } x(t_0) = x_0, z(t_0) = z_0, \alpha(t_0) = \alpha_0, v(t_0) = v_0,$$

als Zustandsvariable vollständig beschrieben. Der Mittelpunkt des Korbes wird durch den Vektor

$$\boldsymbol{\eta} = (L, H) \quad (38)$$

gegeben (Abbildung 8). Bei der Betrachtung der Wurfbewegung unter Vernachlässigung des Luftwiderstandes lässt sich die Zielfunktion mit den Bezeichnungen aus Abbildung 8 explizit angeben:

$$f: \mathbb{R}^4 \rightarrow \mathbb{R}^2$$

$$f(\boldsymbol{\zeta}, \boldsymbol{\eta}) = \frac{1}{2}g \left( \frac{L-x_0}{v_0 \cos(\alpha)} \right)^2 + \tan(\alpha) \cdot (L - x_0) + z_0 - H = 0. \quad (39)$$

Die Menge aller  $\zeta$  welche die Gleichung ( 39 ) erfüllen stellen die GEM des Basketballwurfes dar:

$$\mathcal{G} = \{ \zeta \mid f(\zeta, \eta) = 0 \} \quad (40)$$

Für die Konstruktion der Menge  $\mathcal{G}$  wurde für alle

$$\begin{aligned} x_0 &\in \left\{ \frac{i}{20} \mid i = 0, \dots, 20 \right\}, \\ z_0 &\in \left\{ 1.5 + 1.5 \frac{j}{30} \mid j = 0, \dots, 30 \right\}, \\ \alpha_0 &\in \left\{ \arctan\left(\frac{2(H - z_0)}{L}\right) + \left(1.466 - \arctan\left(\frac{2(H - z_0)}{L}\right)\right) \frac{k}{60} \mid k = 1, \dots, 60 \right\} \end{aligned}$$

jeweils über die Beziehung

$$v_0 = \frac{L}{\sqrt{\frac{2(z_0 - H) \cos^2(\alpha_0)}{g} + \frac{\sin(2\alpha)}{g} L}} \quad (41)$$

eine entsprechende Anfangsgeschwindigkeit  $v_0$  errechnet, so dass Gleichung ( 36 ) für ( 37 ) und ( 38 ) erfüllt wurde und damit  $\zeta(t_0) \in \mathcal{G}$  galt.

Nach Konstruktion der Menge  $\mathcal{G}$  wurde von 100 Frames vor dem Abwurf bis 24 Frames nach dem Abwurf für alle gemessenen Bewegungszustände des Balles

$$\tilde{\zeta}(t_i) = (\tilde{x}_i, \tilde{z}_i, \tilde{\alpha}_i, \tilde{v}_i) \quad (42)$$

das Minimum des euklidischen Abstandes

$$d = \min_{i=-100 \dots 24} \|\zeta - \tilde{\zeta}(t_i)\|, \zeta \in \mathcal{G} \quad (43)$$

zu den Elementen von  $\mathcal{G}$  berechnet. Der Index  $i$  charakterisiert die einzelnen Frames des Kamerasystems mit Abwurf bei  $t = t_0 = 0$ .

Diese Untersuchungen wurden beispielhaft je für einen Probanden der Gruppe der erfahrenen und der unerfahrenen Werfer durchgeführt. Es wurden dabei erfolgreiche sowie nicht erfolgreiche Würfe betrachtet.



### **2.6.3. Modellierung des Basketballwurfes mit Berücksichtigung des Luftwiderstandes**

Bei der Frage, ob und inwiefern der Werfer beim Basketballstandwurf die vorhandene GEM ausnutzt, ist die Benutzung eines Modells des Basketballwurfes unerlässlich. Bei der Benutzung eines Wurfmodells stellt sich dabei die zentrale Frage, welche Rolle der Luftwiderstand spielt und ob dieser im Modell berücksichtigt werden sollte bzw. werden muss. In der Literatur finden sich dazu keine eindeutigen Hinweise (Brancazio, 1980; Hamilton & Reinschmidt, 1997). Es wurden hier Modelle mit und ohne Berücksichtigung des Luftwiderstandes benutzt, wobei eventuelle Unterschiede der Ergebnisse nicht untersucht und auch nicht im Detail diskutiert wurden. Brancazio kommt zu der Einschätzung, dass der Luftwiderstand zwar nicht ohne weiteres vernachlässigbar ist, die Benutzung von einfachen Modellen ohne Luftwiderstand aber in den meisten Fällen kein Problem darstellt.

Dadurch, dass bei ( 43 ) der euklidische Abstand von Elementen einer konstruierten Menge zu Messdaten berechnet wird, kann davon ausgegangen werden, dass das Ergebnis immer von Null verschieden sein wird. Für eine Interpretation des Abstandes ( 43 ) ist es notwendig zu wissen, ab welchem Zeitpunkt die 4-Tupel ( 42 ) Elemente der Menge  $\mathcal{G}$  sind und der Ball damit den Korb treffen würde. Die Existenz eines solchen Zeitpunktes kann gefolgert werden, da der Ball bis zum Abwurf kontinuierlich beschleunigt werden muss und sich damit kontinuierlich die erreichte Wurfweite vergrößert. Weiterhin ist der Durchmesser des Korbrings fast doppelt so groß wie der Balldurchmesser, so dass der Abwurfzeitpunkt in einem gewissen Zeitfenster variiert werden kann und der Korb weiterhin getroffen werden würde.

Zur Bestimmung dieses Zeitpunktes wurde ein Modell des Ballwurfes mit Berücksichtigung des Luftwiderstandes erstellt. Eine Einbeziehung des Luftwiderstandes war notwendig, da vor allem bei den beiden großen Wurfentfernungen D3 und D4 Ungenauigkeiten in der Berechnung der Wurfweite zu erwarten gewesen wären (Brancazio, 1980).

### 2.6.3.1. Das Modell

Bei der Erstellung des Modells wurde der Magnuseffekt nicht berücksichtigt. Analog zur Konstruktion des Lösungsraumes des Basketballwurfes wurde das Modell auf den zweidimensionalen Raum in der lateralen Ansicht beschränkt.

Bei Betrachtung der auf den Ball wirkenden Widerstandskräfte ergab sich der Ansatz

$$\mathbf{F}_{res} = \mathbf{F}_G + \mathbf{F}_{drag} \quad (44)$$

für die auf den Ball wirkende resultierende Widerstandskraft  $\mathbf{F}_{res}$ , wobei  $\mathbf{F}_G$  die Gewichtskraft und  $\mathbf{F}_{drag}$  die Luftwiderstandskraft darstellen. Mit

$$\mathbf{F}_G = m \cdot \mathbf{g} \quad (45)$$

$$|\mathbf{F}_{drag}| = -\frac{1}{2} \rho \cdot A \cdot c_D \cdot v^2 \quad (46)$$

(A- Stirnfläche des Balles;  $g$ - Erdbeschleunigung;  $\rho$ - Luftdichte;  $c_D$ -Widerstandskoeffizient;  $v$ - absolute Geschwindigkeit des Balles)

ergibt sich als Bewegungsgleichung für den Ball:

$$\mathbf{F}_{res} = m \cdot \mathbf{a} = m \cdot \mathbf{g} - \frac{1}{2} \cdot c_D \cdot \rho \cdot A \cdot v^2 \cdot \frac{\mathbf{v}}{|\mathbf{v}|} \quad (47)$$

Aus diesem Ansatz (Hochstein, 2007) ergibt sich das numerisch zu lösende Differentialgleichungssystem der Bewegungsgleichungen des Balles:

$$m\ddot{x} = -\frac{1}{2} \cdot c_D \cdot \rho \cdot A \cdot v \cdot \dot{x} \quad (48)$$

$$m\ddot{z} = -m \cdot g - \frac{1}{2} \cdot c_D \cdot \rho \cdot A \cdot v \cdot \dot{z} \quad (49)$$

### 2.6.3.2. Eingabeparameter

Der Luftwiderstandskoeffizient  $c_D$  wurde durch eine numerische Optimierung (least squares) gefunden. Bei der Optimierung wurde die simulierte Balltrajektorie  $(x(t), z(t))$  an die gemessenen Trajektorie  $(\tilde{x}(t), \tilde{z}(t))$  des Ballmittelpunktes angepasst. Die gemessene Trajektorie umfasste die gesamte Flugphase des Balles vom

Abwurf bis zum Eintreffen im Korb. Die Anpassung wurde für 10 Würfe eines Probanden auf die Distanz D2 durchgeführt. Der Mittelwert der 10 resultierenden Luftwiderstandskoeffizienten wurde in das Modell als Parameter  $c_D$  eingegeben. Für die Simulation eines Wurfes hatten die Konstanten des Differentialgleichungssystems ( 48 ), ( 49 ) folgende Werte:

$$\begin{aligned}c_D &= 0.21 \\A &= (0.12m)^2 \cdot \pi \\ \rho &= 1.18 \frac{kg}{m^3} \\ m &= 0.64kg\end{aligned}$$

### 2.6.3.3. Simulationen

Als Anfangsbedingungen für die Lösung des Gleichungssystems ( 48 ), ( 49 ) wurden gemessene Bewegungszustände

$$\tilde{\zeta}(t_i) = (\tilde{x}_i, \tilde{z}_i, \dot{\tilde{x}}_i, \dot{\tilde{z}}_i), -100 \leq i \leq 100 \quad (50)$$

des Ballmittelpunktes von treffenden Würfeln verwendet. Beginnend bei 100 Samples vor dem Abwurf bis 100 Samples nach dem Abwurf wurde für jedes gemessene 4-Tupel eine Simulation des Wurfes durchgeführt. Die Zeitdifferenz zwischen zwei Anfangsbedingungen betrug  $\Delta t_i = \frac{1}{240} s$ .

Es wurde geprüft, ab welchem Zeitpunkt  $t_i$  die simulierte Mittelpunktstrajektorie des Balles den vorderen Rand des Korbes erreichen würde. Durch dieses Kriterium wurde eine obere Abschätzung des zu untersuchenden Lösungsraumes getroffen. Abweichungen der Balltrajektorie vom Korbmittelpunkt in Y-Richtung wurden vernachlässigt, da die Eingabedaten in das Modell von erfolgreichen Würfeln stammten. Parallel zu den Wurfsimulationen mit Berücksichtigung des Luftwiderstandes wurde für die gleichen Anfangsbedingungen jeweils auch die Wurfweite bei vernachlässigtem Luftwiderstand durch Lösen der Gleichung ( 39 ) nach dem Parameter  $L$  berechnet.

Die Simulationen zur Ermittlung des Zeitpunktes, an dem der Werfer in die GEM eintaucht, wurden mit Berücksichtigung des Luftwiderstandes durchgeführt. Durch die

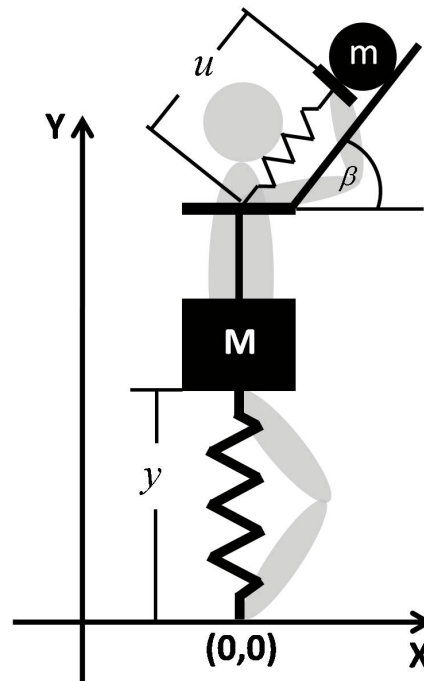
Bedingung, dass die GEM als erreicht angesehen wurde, wenn die Mittelpunktstrajektorie des Balles den vorderen Rand des Korbringes erreicht hat, wurde die GEM in ihrer Ausdehnung nach oben abgeschätzt. Für jeden getroffenen Wurf der einzelnen Probanden wurde der Zeitpunkt vor dem Abwurf bestimmt, ab dem der Ball den vorderen Teil des Korbrings erreichen würde. Von allen treffenden Würfen aller Probanden wurden der Median und die Quartile bestimmt.

## 2.7. Feder-Masse Basketballwurfmodell

### 2.7.1. Allgemeiner Aufbau des Wurfmodells

Es wurde ein möglichst einfaches Modell erstellt, das die Wurfbewegung in der Sagittalebene darstellt. Das Modell setzt sich aus zwei miteinander gekoppelten Feder-Masse-Systemen zusammen und besitzt zwei Freiheitsgrade. (Abbildung 9).

Die erste Feder (Beinfeder, BF) modelliert die Beinbewegung des Werfers (Blickhan, 1989). Die Punktmasse  $M$  stellt den Körper des Werfers dar, der über die Beinfeder mit dem Boden verbunden ist. Die Punktmasse  $M$  besitzt einen Freiheitsgrad entlang der vertikalen Achse.



**Abbildung 9: Darstellung des Basketballwurfmodells**

Die Beine und der Wurfarm des Werfers werden jeweils durch eine Feder mit einem translatorischen Freiheitsgrad modelliert. Der Körper des Werfers sowie der Ball werden jeweils als Punktmasse dargestellt.

$M$  – Körpermasse des Werfers;  $m$  – Masse des Balles;  $y$  – Auslenkung der Beinfeder;  $u$  – Auslenkung der Armfeder;  $\beta$  – Neigung der Armfeder zur Horizontalen;

An die Punktmasse  $M$  ist die zweite Feder (Armfeder, AF) starr befestigt und um den Winkel  $\beta$  zur Horizontalen geneigt. Diese Feder stellt die Bewegung des Wurfarmes dar. Die zweite Punktmasse  $m$  stellt den zu werfenden Ball dar.

Beide Federn sind im Modell masselos und haben keinerlei Reibungseffekte.

Eine zentrale Funktionalität des Modells ist, dass die Aktion der Armfeder bezüglich der Aktion der Beinfeder beliebig verzögert werden kann.

Nähere Details zur mathematischen Modellierung des Feder-Masse-Wurfmodells finden sich im Anhang 6.8.

### 2.7.1.1. Abbruchbedingung der Simulation

Unter der Annahme, dass der Basketball während der Wurfausführung vom Werfer nicht abgebremst werden kann, definiert sich der Abwurf dadurch, dass die Wurfhand keine Kraft mehr auf den Ball ausübt und damit kein Kontakt zwischen Hand und Ball mehr besteht. Diese Bedingung musste für das Wurfmodell angepasst werden, da sich der Ball hier entlang der Feder und damit entlang einer gedachten geradlinigen Rampe bewegt. Der Ball wird als abgeworfen betrachtet, sobald der resultierende Beschleunigungsvektor des Balles im Rechten Winkel zur Rampe orientiert ist und damit die Feder keine Beschleunigung des Balles mehr in Richtung der Rampe bewirkt (Abbildung 10).

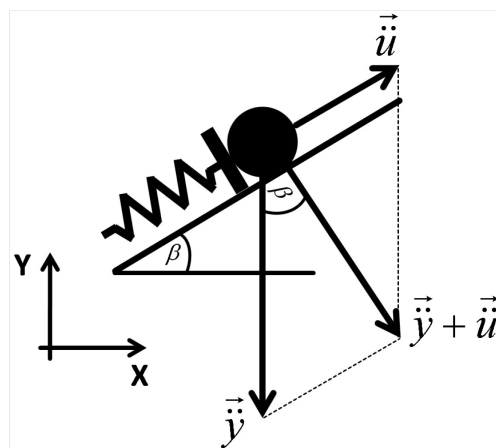


Abbildung 10: Beschleunigungsdiagramm des Balls

Dieses wurde als Kriterium zum Stopp der Simulation gewählt. Im Unterschied zur Realität wurde im Modell der Kompromiss eingegangen, dass der Ball als abgeworfen betrachtet wird, obwohl die Armfeder noch eine Kraft auf ihn wirken lässt. Im Modell bestünde damit noch ein Kontakt zwischen Feder und Ball.

Die Abbruchbedingung ist für den Fall erfüllt, wenn

$$\langle \ddot{\mathbf{u}} | \dot{\mathbf{y}} + \ddot{\mathbf{u}} \rangle = \ddot{u}^2 + \dot{y} \ddot{u} \sin\beta \leq 0 \quad (51)$$

gilt.

Aus der Bedingung ( 51 ) ergibt sich letztendlich

$$\ddot{u} \leq -\dot{y} \sin\beta \quad (52)$$

als Abbruchkriterium der Simulation.

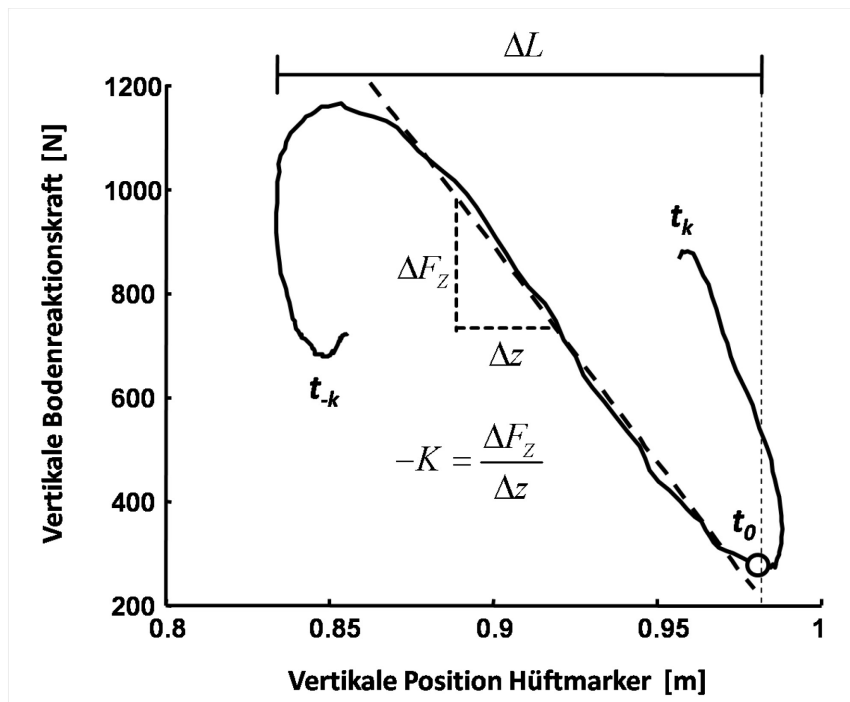
#### **2.7.1.2. Ermittlung der Eingabeparameter des Modells**

Die anfängliche Auslenkung der beiden Federn des Modells und die Steifigkeit der Beinfeder wurden aus den Messdaten ermittelt. Die Steifigkeit der Armfeder wurde manuell angepasst.

Für die Bestimmung der Parameter der Beinfeder wurde die Summe der gemessenen, vertikalen Bodenreaktionskräfte beider Beine gegen die vertikale Position des Mittelpunktes der beiden Hüftmarker dargestellt (Abbildung 11).

In den sehr linear abfallenden Abschnitt der resultierenden Kurve wurde eine Regressionsgerade gelegt. Die negative Steigung dieser Regressionsgeraden wurde als Steifigkeit der Beinfeder definiert. Als initiale Auslenkung der Beinfeder wurde die Amplitude des Mittelpunktes beider Hüftmarker von der tiefsten Position bis zur Position des Abwurfs bestimmt.

Als initiale Auslenkung der Armfeder wurde der maximale gemessene Abstand des Schultermarkers zum Handmarker der Wurfhand bestimmt. Die Steifigkeit der Armfeder wurde für die 4 Wurfentfernungen manuell angepasst, so dass die bei einer Simulation erreichte Wurfweite des Balles mit der jeweiligen Korbentfernung übereinstimmte. Bei den Simulationen wurde die Wurfweite unter Vernachlässigung des Luftwiderstandes berechnet.



**Abbildung 11: Ermittlung der Eingabeparameter der Beinfeder**

Dargestellt ist die Summe der vertikalen Bodenreaktionskräfte beider Beine gegen die vertikale Komponente des Mittelpunktes der beiden Hüftmarker eines Probanden. In die fallende Flanke des Kurvenverlaufes wurde eine Regressionsgerade gelegt, deren negative Steigung als Federkonstante  $K$  definiert wurde. Die Amplitude  $\Delta L$  zwischen der minimalen Höhe des Mittelpunktes beider Hüftmarker und der Höhe zum Abwurf wurde als initiale Auslenkung der Beinfeder definiert. Im zeitlichen Verlauf ist die Kurve von links nach rechts vom Zeitpunkt  $t = t_{-k}$  zum Zeitpunkt  $t = t_k$  zu lesen. Der Abwurf geschieht bei  $t = t_0$ .

Der Neigungswinkel  $\beta$  der Armfeder bezüglich der Horizontalen wurde bestimmt durch die Beziehung

$$\beta = \arctan \left( \frac{v_{z0}^{Ball} - v_{z0}^{H\ddot{u}fte}}{v_{x0}^{Ball}} \right) \quad (53)$$

Die Gleichung ( 53 ) beschreibt in der x-z Ebene zum Zeitpunkt des Abwurfes den Richtungswinkel des Vektors der resultierenden Ballgeschwindigkeit, von dem die vertikale Komponente der Hüftgeschwindigkeit subtrahiert wurde.



### 2.7.2. Simulationen mit dem Basketballwurfmodell

Die Ausgangssituation der Simulationen war jeweils so, dass die Beinfeder und die Armfeder des Modells vorgespannt waren. Eine Simulation begann mit der Entspannung bzw. Auslösung der Beinfeder. Die Auslösung der Armfeder konnte unabhängig von der Auslösung der Beinfeder beliebig verzögert zu verschiedenen Zeitpunkten ausgeführt werden.

#### 2.7.2.1. Eingabeparameter

Die Eingabeparameter der Simulationen stellen die Werte eines ausgewählten Probanden dar, der der Gruppe der fortgeschrittenen Spieler angehörte. Die Eingabeparameter des Modells waren die Mediane der ermittelten Federeigenschaften der einzelnen Versuche einer Wurfserie. In Tabelle 7 sind die Eingabeparameter des Modells für die verschiedenen Wurfentfernungen aufgeführt.

**Tabelle 7: Eingabeparameter des Wurfmodells**

Es sind die Eingabeparameter des Modells für die Simulationen für die verschiedenen Wurfweiten aufgelistet. Neben den Segmentmassen des Modells sowie den Ruhelängen der beiden Federn sind die Steifigkeiten der Federn und deren anfängliche Auslenkung und der Neigungswinkel der Armfeder dargestellt.

Parameter		Weite 1	Weite 2	Weite 3	Weite 4
K	[N/m]	5490	6295	8958	9260
$(L - y_0)$	[m]	0.16	0.23	0.26	0.29
k	[N/m]	129	166	199	216
$(l - u_0)$	[m]	0.39	0.4	0.405	0.405
$\beta$	[°]	51	48	48	47
M	[kg]	77			
m	[kg]	0.6			
L	[m]	1.95			
l	[m]	0.6			

Die Ruhelängen der Federn wurden so gewählt, dass sich für den Ball Abwurfpositionen ergaben, die möglichst den durchschnittlich gemessenen Positionen entsprachen.

### 2.7.2.2. Kinematische und dynamische Ausgabeparameter der Simulationen

Ausgabeparameter der Simulationen waren die horizontale und vertikale Abwurfposition  $x_0$  bzw.  $z_0$  entsprechend der Beziehung ( 84 ) die Abwurfgeschwindigkeit  $v_0$  nach ( 54 ) und der Abwurfwinkel  $\alpha_0$  des Balles nach ( 55 ):

$$v_0 = \sqrt{(\dot{u} \cdot \sin(\beta) + \dot{y})^2 + (\dot{u} \cdot \cos(\beta))^2} \quad (54)$$

$$\alpha_0 = \arctan\left(\frac{\dot{u} \cdot \sin(\beta) + \dot{y}}{\dot{u} \cdot \cos(\beta)}\right) \quad (55)$$

Mit den Abwurfparametern des Balles wurde die theoretische Flugweite berechnet. Dazu wurde die Flugtrajektorie des Balles erstellt und rückwirkend über den Abwurf hinaus extrapoliert. Weiterhin wurde die vertikale Geschwindigkeit  $v_M$  der Körperpunktmasse des Modells ausgegeben und die mechanischen Leistungen beider Federn.

### 2.7.2.3. Variation der Auslösungsverzögerung und des Neigungswinkels der Armfeder

Zentraler Punkt bei den Wurfsimulationen war die zeitlich verzögerte Auslösung der Armfeder bei unveränderten Federeigenschaften beider Federn. Die Bandbreite der untersuchten Verzögerungen reichte von gleichzeitiger Auslösung beider Federn bis hin zur Auslösung zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr der Beinfeder.

Im Rahmen einer Sensitivitätsanalyse wurde der Auslösezeitpunkt der Armfeder in 60 Schritten von 150ms vor dem Zeitpunkt der maximalen vertikalen Geschwindigkeit des Hüftsegmentes des Modells bis 150ms nach diesem Zeitpunkt variiert. Für jede einzelne Verzögerung der Armfeder wurde der Neigungswinkel  $\beta$  über den Bereich  $30^\circ \leq \beta \leq 65^\circ$  ebenfalls in 60 Schritten verändert. Für jede Verzögerung wurde die

horizontale Entfernung bestimmt, bei der der Ball auf der abfallenden Flugbahn die Höhe eines Basketballkorbes von 3m kreuzte. Die gewählten Eingabeparameter des Modells gewährleisteten, dass der Ball bei Auslösung der Armfeder zum Zeitpunkt der maximalen Hüftgeschwindigkeit des Modells die im Experiment vorgegebenen Wurfweiten erreichte.

Neben der Sensitivitätsanalyse wurden für jede der 4 Wurfentfernungen 3 unterschiedliche, feste Verzögerungszeitpunkte gewählt:

- Auslösung der Armfeder simultan mit der Beinfeder
- Auslösung zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Geschwindigkeit der Körperpunktmasse
- Auslösung zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr der Beinfeder

Ergebnisse dieser Simulation waren die maximale vertikale Geschwindigkeit der Körperpunktmasse, die Abwurfgeschwindigkeit, der Abwurfwinkel und die Wurfweite des Balles sowie die maximalen mechanischen Leistungen der beiden Federn. Weiterhin wurden im Modell die Annäherungscharakteristika der Trajektorie des beschleunigten Balles an dessen extrapolierte Flugtrajektorie untersucht (analog zu 2.6.1.2). Die Untersuchungen beschränkten sich hier auf die x-z Ebene. Für die Einordnung der Abstände zwischen beiden Trajektorien wurden die für die verschiedenen Wurfweiten in Tabelle 5 aufgelisteten Grenzen benutzt.

## **2.8. Variationskoeffizienten von Segmentgeschwindigkeiten**

Bei den Rechnungen zur Inversen Dynamik lieferte die verwendete Software Visual 3D u.a. die resultierenden Geschwindigkeiten der Segmentschwerpunkte des Oberarms, des Unterarms, der Hand und des Balls während der vorbereitenden Phase des Wurfes. Für jeden Probanden und für alle Segmente wurde von den einzelnen Wurfserien von 500ms vor dem Abwurf bis 150ms nach dem Abwurf für jeden Zeitpunkt der Variationskoeffizient der jeweiligen Segmentgeschwindigkeiten bestimmt. Im

Anschluss wurden für jeden Zeitpunkt der Median und die Quartile der Variationskoeffizienten über alle Probanden bestimmt.

## **2.9. Statistische Methoden**

Zur Untersuchung von Unterschieden wurde die ANOVA mit Messwiederholung in unterschiedlichen Designs durchgeführt. Ein einfaktorielles Design (4\*Wurfentfernung) mit 4 Innersubjektfaktoren kam bei der Untersuchung der Ergebnisse der EMG-Messung des Wurfarmes und des Eintrittszeitpunktes der Balltrajektorie in GEM zum Einsatz. Als mehrfaktorielle Variante kamen ANOVAs in einem 2x4 Design mit 2 Zwischensubjektfaktoren (2\*Werferfahrung) und 4 Innersubjektfaktoren (4\*Wurfentfernung) zum Einsatz. Bei der Untersuchung von Unterschieden der Variationskoeffizienten der Segmentgeschwindigkeiten (vgl. 2.8) wurde ein 2x4x4 Design (2\*Zeitpunkt x 4\*Segment x 4\*Wurfentfernung) genutzt.

Bei den ANOVAs mit Zwischensubjektfaktoren wurden die Zufallsvariablen vorher mit dem Levene Test auf Varianzhomogenität getestet. Bei einer Verletzung der Sphärizitätsbedingung bei den mehrfach gestuften Messwiederholungsfaktoren wurde eine Epsilon-Korrektur des F-Testes nach Greenhouse-Geisser vorgenommen. Die paarweisen Vergleiche der Post-hoc Tests wurden mit dem Tukey-Test durchgeführt.

Bei den Vergleichen der Wurfweite zwischen den Simulationen mit und ohne Berücksichtigung des Luftwiderstandes, kam aufgrund der nicht normalverteilten Stichproben der Wilcoxon Test als nichtparametrisches Testverfahren zum Einsatz. Unterschiede bei den Zeitpunkten der Maxima der Gelenkleistungen und Summengelenkleistungen sowie der Bewegungsaufakte von oberer und unterer Extremität wurden ebenfalls mit dem Wilcoxon Test untersucht.

Gruppenunterschiede zwischen den erfahrenen und unerfahrenen Werfern wurden bei nicht gegebener Normalverteilung der Stichproben mit dem Mann-Whitney U-Test untersucht.

Die mittlere Körpergröße zwischen den beiden Gruppen der Werfer wurde mit einem T-Test für unabhängige Stichproben auf statistisch signifikante Unterschiede getestet.

Für alle genutzten Testverfahren wurde das Signifikanzniveau auf  $p < 0.05$  festgelegt. Für die statistischen Analysen wurde die Software STATISTICA 7.1 (StatSoft, Inc.) genutzt. Statistisch signifikante Unterschiede werden in dieser Arbeit durch Sternchen („\*“) gekennzeichnet. Unterschiedliche Anzahlen von Sternchen stellen stellvertretend für die folgenden Irrtumswahrscheinlichkeiten:

\* -  $p < 0.05$ ; \*\* -  $p < 0.01$ ; \*\*\* -  $p < 0.001$ ;

## 3. Ergebnisse

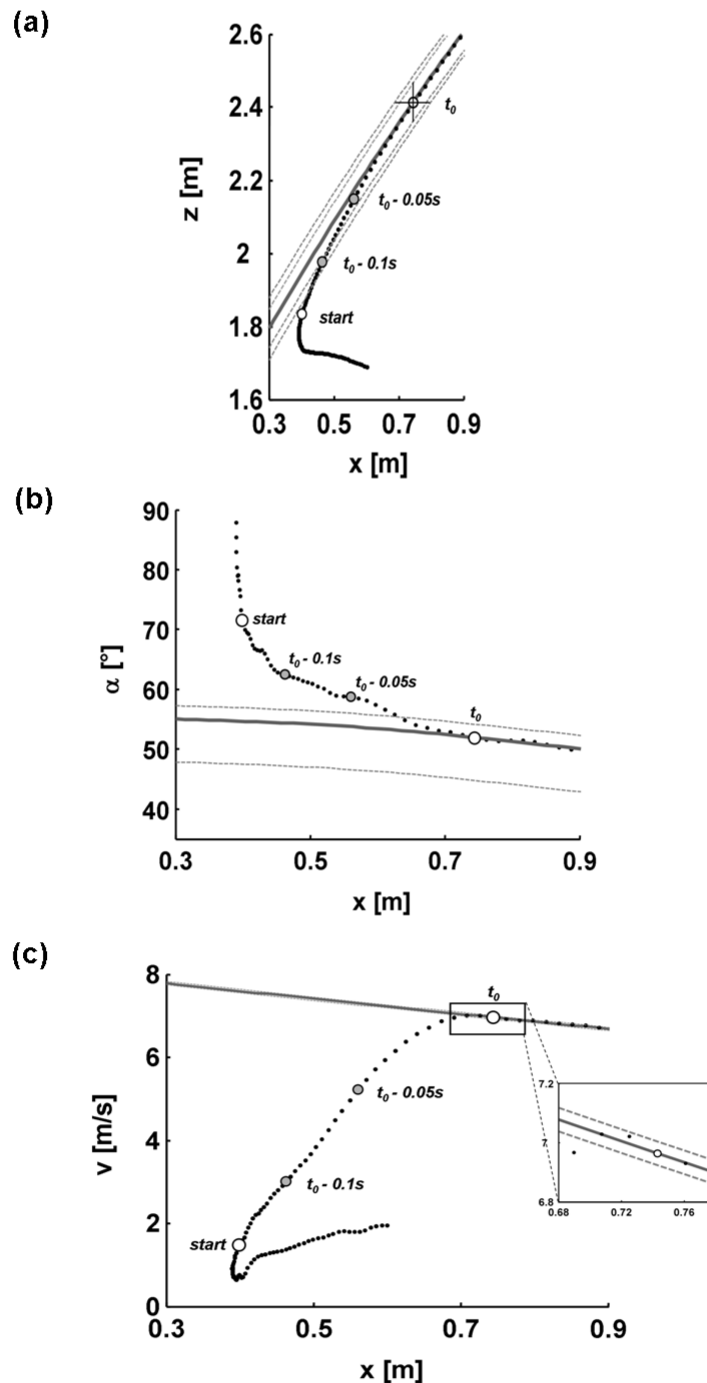
### 3.1. Annäherung der GEM

#### 3.1.1. Trajektorienannäherung

Zu Beginn wird die Annäherung der Balltrajektorie an die GEM in unterschiedlichen, synchronisierten Schnitten durch den Parameterraum beschrieben. Die extrapolierte Trajektorie stellt hierbei jedesmal die resultierende Schnittkurve durch die GEM dar. Die Annäherungscharakteristika der Balltrajektorie an die GEM während der Beschleunigungsphase des Balles sind prinzipiell bei allen Probanden gleich. Zwischen den verschiedenen Wurfentfernungen zeigen sich zwischen und innerhalb der Probanden ebenfalls keine grundsätzlichen Änderungen. In Abbildung 12 und Abbildung 13 sind daher exemplarisch die Annäherungscharakteristika eines Wurfes eines Probanden auf die Entfernung D2 dargestellt.

Zwischen der gemessenen und der extrapolierten Trajektorie des Balles in der x-z Ebene zeigen sich nach dem Umkehrpunkt der Bewegung nur geringe Abweichungen (Abbildung 12a), so dass der Ball praktisch entlang seiner späteren Flugbahn beschleunigt wird. Die in der Sensitivitätsanalyse (vgl. 2.6.1.1) ermittelten Grenzen werden zu einem frühen Zeitpunkt der vorbereitenden Phase unterschritten.

Die Trajektorien des Richtungswinkels  $\alpha$  der Ballgeschwindigkeit zur Horizontalen zeigen ein vergleichbares Verhalten wie die Ortsparameter (Abbildung 12b). Insgesamt sind hier die Abstände zwischen den Trajektorien größer, und der Trajektorienabstand unterschreitet die in der Sensitivitätsanalyse ermittelten Grenzen erst zu einem deutlich späteren Zeitpunkt.

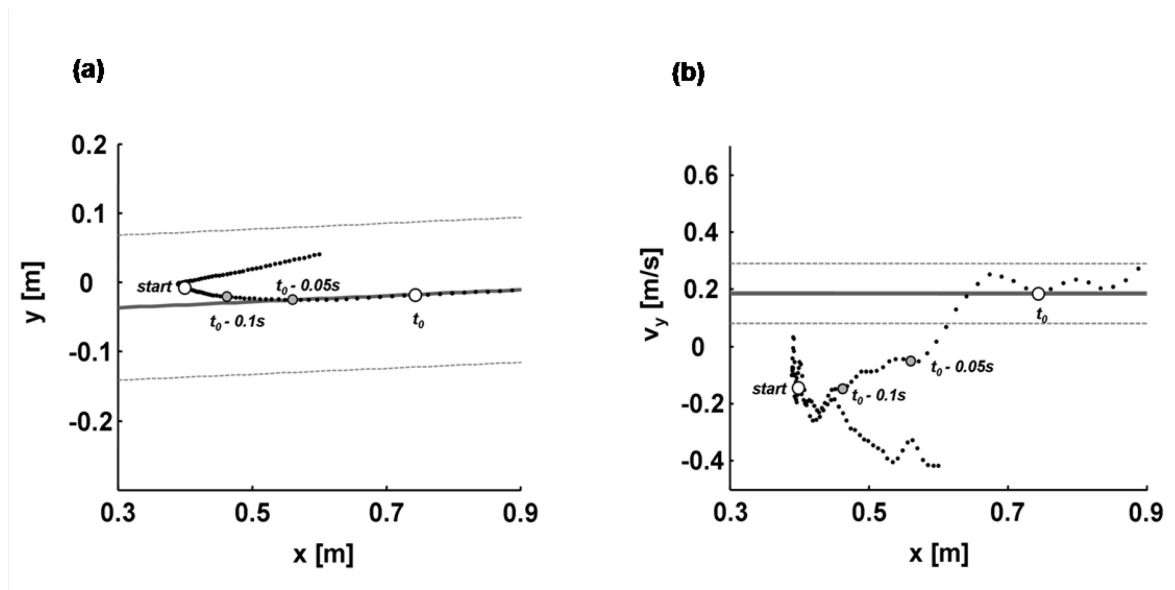


**Abbildung 12: Trajektorienannäherung der Parameter  $x, z, \alpha, v$**

Darstellung der gemessenen (gepunktet) und der extrapolierten Trajektorien (durchgezogen) des Ballmittelpunktes bei Betrachtung eines Wurfes auf die Entfernung D2 in der Sagittalebene. Es sind die Position (a), der Winkel zur Horizontalen (b) und die resultierende Geschwindigkeit (c) des Balles dargestellt. Zusätzlich sind die Abstände ausgehend von der extrapolierten Trajektorie markiert, die bei partieller Veränderung des jeweiligen Parameters weiterhin einen erfolgreichen Wurf erlauben würden. Die dargestellten Ergebnisse können als repräsentativ für alle Probanden und alle Entfernungen angesehen werden. Der Zeitpunkt des Beginns der Streckung des Wurfarmes ist als Startpunkt markiert. Der Abwurf des Balles geschieht zum Zeitpunkt  $t = t_0$ .

Die Annäherungscharakteristik des Parameters der resultierenden Geschwindigkeit (Abbildung 12c) zeigt dagegen ein deutlich unterschiedliches Verhalten. Die gemessene und die extrapolierte Trajektorie laufen während der Beschleunigungsphase des Balles überwiegend senkrecht aufeinander zu. Erst kurz vor dem Abwurf schwenkt die gemessene Trajektorie in Richtung der extrapolierten Trajektorie ein. Die Grenzen der Sensitivitätsanalyse werden erst unmittelbar vor dem Abwurf unterschritten.

Bei Betrachtung des Wurfes in der x-y Ebene zeigt die Trajektorie der lateralen Position y (Abbildung 13a) ein grundsätzlich ähnliches Verhalten wie die Ortsparameter in der x-z Ebene. Die gemessene und die extrapolierte Trajektorie verlaufen nach dem Umkehrpunkt der Bewegung des Balles nahezu über den gesamten Beschleunigungsweg in der gleichen Richtung. Der Abstand beider Trajektorien liegt während der gesamten vorbereitenden Phase unterhalb der Grenzen aus der Sensitivitätsanalyse.



**Abbildung 13: Trajektorienannäherung der Parameter  $y, v_y$**

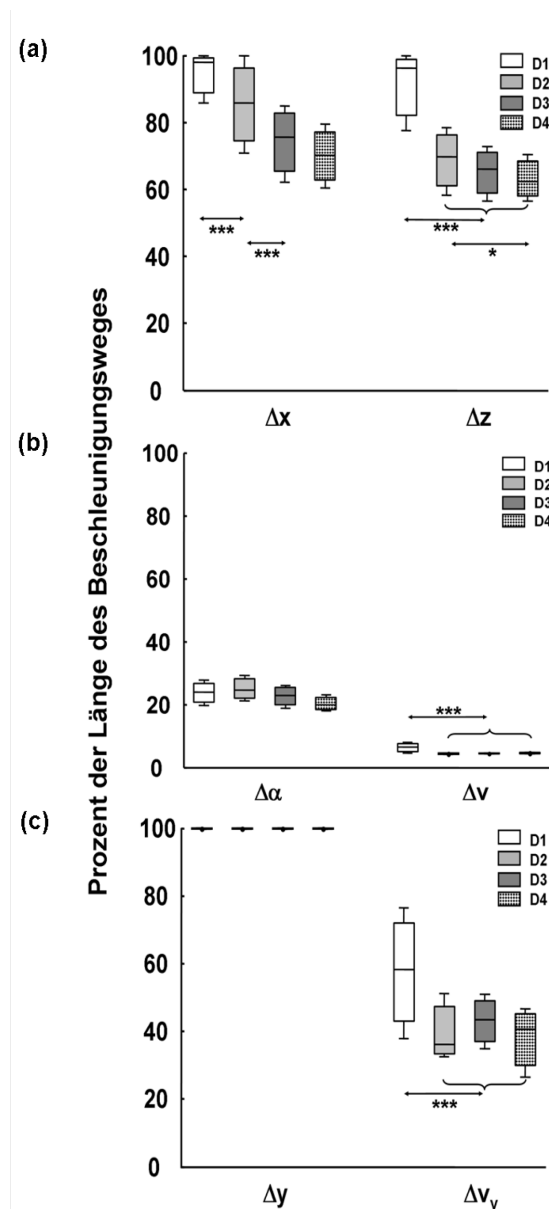
Darstellung der gemessenen und der extrapolierten Trajektorien des Ballmittelpunktes in der Sicht von oben auf den Wurf. Vom Wurf eines Probanden sind die Position (a) und die Geschwindigkeit (b) lateral zur Wurfrichtung dargestellt. Zusätzlich sind die Abstände ausgehend von der extrapolierten Trajektorie markiert, die bei partieller Veränderung des jeweiligen Parameters weiterhin einen erfolgreichen Wurf erlauben würden. Die dargestellten Ergebnisse können für Betrachtungen in dieser Ebene als repräsentativ für alle Probanden und alle Weiten angesehen werden. Der Zeitpunkt des Beginns der Streckung des Wurffarmes ist als Startpunkt markiert. Der Abwurf des Balles geschieht zum Zeitpunkt  $t = t_0$ .



Der Verlauf der Trajektorienannäherung beim Geschwindigkeitsparameter  $v_y$  ist im Vergleich zum Geschwindigkeitsparameter  $v$  weniger orthogonal (Abbildung 13b). Desweiteren werden beim Parameter  $v_y$  die Grenzen aus der Sensitivitätsanalyse zu einem deutlich früheren Zeitpunkt der Beschleunigungsphase unterschritten als beim Parameter  $v$  der resultierenden Ballgeschwindigkeit.

### **3.1.2. Differenzen der gemessenen und extrapolierten Trajektorien**

Für die Orts- und Geschwindigkeitsparameter wurden für alle Würfe und alle Weiten die Differenzen zwischen der gemessenen und der extrapolierten Balltrajektorie untersucht. Diese Differenzen zwischen den Trajektorien können als Abstand der gemessenen Balltrajektorie an die Schnittkurve durch die GEM in der jeweiligen Schnittebene durch den Parameterraum angesehen werden. Für jeden Parameter wurden die jeweiligen Anteile des Beschleunigungsweges des Balles ermittelt, für den der Abstand zwischen den Trajektorien kleiner ist als die in der Sensitivitätsanalyse ermittelten Grenzen (Abbildung 14).



**Abbildung 14: Klassifizierung der Abstände der extrapolierten und der gemessenen Trajektorie des Balles**

Darstellung von Median, unterem und oberem Quartil über 23 Probanden des prozentualen Anteils des Beschleunigungsweges des Ballmittelpunktes, bei welchem der Abstand der extrapolierten und der gemessenen Trajektorie innerhalb der in Tabelle 5 aufgeführten Grenzen liegt. Es sind die Ergebnisse für alle Entfernungsstufen dargestellt:

- (a) horizontaler und vertikaler Ort
- (b) Winkel zur Horizontalen und resultierender Geschwindigkeit
- (c) Ort und der Geschwindigkeit in der x-y Ebene

Für den Anteil der Länge des Beschleunigungsweges des Balles der Trajektoriendifferenzen  $\Delta x$  und  $\Delta z$  zeigte sich ein signifikanter Einfluß des Faktors „Wurfentfernung“ ( $p < 0.001$ ) und kein signifikanter Einfluß des Faktors

„Wurferfahrung“ (vgl. A-Tabelle 4). Mit zunehmender Wurfentfernung nehmen die Werte für beide Parameter ab. Die Differenzen  $\Delta x$  (Abbildung 14a) unterschreiten die Grenzen aus der Sensitivitätsanalyse für 98.2% der Länge des Beschleunigungsweges für die Entfernung D1 und reduzieren sich auf 70.3% für die Entfernung D4 (vgl. A-Tabelle 1). Der Post-hoc Test zeigt jeweils signifikante Unterschiede der Ergebnisse für die einzelnen Weiten ( $p < 0.001$ ) mit Ausnahme der Entfernungen D3 und D4. Beim Parameter  $\Delta z$  reduzieren sich mit steigender Wurfentfernung die Werte von 96.4% für die Entfernung D1 auf 62.4% für die Entfernung D4 (vgl. A-Tabelle 3). Die Werte der Entfernung D1 unterscheiden sich signifikant ( $p < 0.001$ ) von den Werten der übrigen Entfernungen. Weiterhin unterscheiden sich die Ergebnisse der Entfernungen D2 und D4 signifikant ( $p < 0.05$ ). Zwischen den beiden größten Entfernungen D3 und D4 gibt es keine signifikanten Unterschiede.

Für die Differenzen des Winkels  $\Delta \alpha$  (Abbildung 14b) zeigte die ANOVA weder einen signifikanten Einfluß des Faktors „Wurfentfernung“ noch einen Einfluß des Faktors „Wurferfahrung“ (vgl. A-Tabelle 4). Die Werte reduzieren sich nicht ausschließlich mit steigender Wurfentfernung. Die größten Werte werden bei der Entfernung D2 von 24.5% beobachtet und reduzieren sich mit steigender Wurfentfernung auf 20.0% für die Entfernung D4 (vgl. A-Tabelle 3). Für die Entfernung D1 ergab sich ein Wert von 24%.

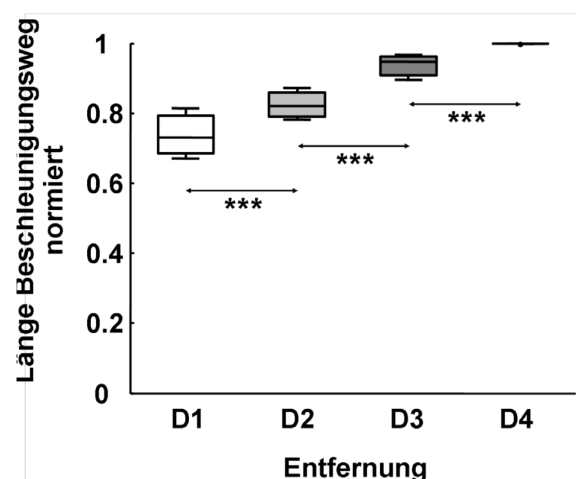
Für die Differenzen  $\Delta v$  der Trajektorien der resultierenden Ballgeschwindigkeit wurden die geringsten Werte ermittelt (siehe Abbildung 14b, vgl. A-Tabelle 3). Die ANOVA zeigte hier einen signifikanten Einfluß des Faktors „Wurfentfernung“ (vgl. A-Tabelle 4). Der Faktor „Wurferfahrung“ besaß dagegen keinen signifikanten Einfluß. Bei den Einzelvergleichen unterschieden sich die Werte der Entfernung D1 jeweils signifikant ( $p < 0.001$ ) zu den restlichen Entfernungen D2, D3 und D4. Der Quartilsabstand ist für den Parameter  $\Delta v$  am geringsten von allen in Abbildung 14 dargestellten Parametern (vgl. A-Tabelle 3).

In Abbildung 14c sind die Ergebnisse in Richtung der Y-Achse quer zur Wurfriechtung aufgetragen. Die Differenzen  $\Delta y$  der Ortstrajektorien in Y-Richtung sind bei allen 4 Wurfweiten für alle Probanden über die gesamte Länge des Beschleunigungsweges kleiner als die in der Sensitivitätsanalyse ermittelten Grenzen.

Für die Differenzen  $\Delta v_y$  der Geschwindigkeitstrajektorien in Y-Richtung zeigte die ANOVA wiederum einen signifikanten Einfluß des Faktors „Wurfentfernung“ und keinen signifikanten Einfluß des Faktors „Wurferfahrung“ (vgl. A-Tabelle 4). Die Post hoc Tests ergaben einen signifikanten Unterschied der Ergebnisse für die kürzeste Weite D1 zu den restlichen Entfernungen ( $p < 0.05$ ). Die Entfernungen D2, D3 und D4 zeigen untereinander keine signifikanten Unterschiede (vgl. A-Tabelle 3).

### 3.1.3. Länge des Beschleunigungsweges

Die Länge des Beschleunigungsweges des Balles wurde vom Beginn der Ellbogenstreckung des Wurfarmes bis zum Abwurf bestimmt. Sie vergrößerte sich kontinuierlich mit der zunehmenden Wurfentfernung (Abbildung 15). Von der Wurfentfernung D1 bis zur Wurfentfernung D4 vergrößert sich die Länge um insgesamt 27%, wobei die Längen mit den Ergebnissen der Entfernung D4 normiert wurden (vgl. A-Tabelle 7). Die ANOVA (vgl. A-Tabelle 8) zeigt einen signifikanten Einfluß des Faktors „Wurfentfernung“ ( $p < 0.001$ ) und wiederum keinen Einfluß des Faktors „Wurferfahrung“. Die paarweisen Vergleiche der Post hoc Tests zeigten jeweils signifikante Unterschiede ( $p < 0.001$ ) zwischen den einzelnen Ergebnissen der 4 Wurfentfernungen.



**Abbildung 15: Normierte Länge des Beschleunigungsweges des Balles**

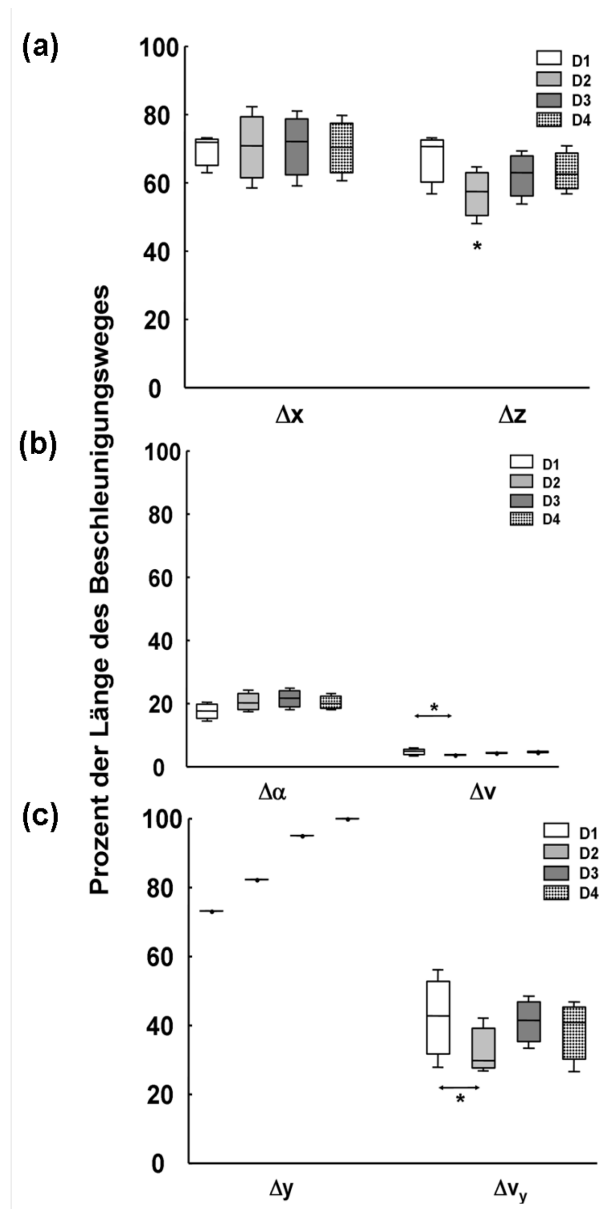
Median, unteres und oberes Quartil der Länge der Mediane des Beschleunigungsweges des Balles von 23 Probanden vom Beginn der Streckung des Wurfarmes bis zum Abwurf für die einzelnen Wurfentfernungen. Die Ergebnisse wurden mit den Werten der größten Entfernung D4 normiert.

### **3.1.4. Gewichtete Differenzen der gemessenen und extrapolierten Trajektorien**

Die in Abbildung 14 dargestellten Ergebnisse bezogen sich u.a. auf die Länge des Beschleunigungsweges des Balles. Aufgrund dessen, dass sich die absolute Länge des Beschleunigungsweges des Balles mit zunehmender Wurfentfernung verlängerte, wurden die Mediane der Differenzen mit der auf die Entfernung D4 normierten Länge des Beschleunigungsweges gewichtet.

Auffallend ist, dass die Mediane der Differenzen  $\Delta x$ ,  $\Delta z$  und  $\Delta \alpha$  nach der Gewichtung relativ konstante Werte aufweisen (Abbildung 16). Der vor der Gewichtung beobachtete Trend der Verringerung der Mediane mit zunehmender Wurfentfernung ist nicht erhalten geblieben (Abbildung 14). Für die Differenzen  $\Delta x$  (Abbildung 16a) zeigen sich nach der Gewichtung nahezu konstante Mediane für alle 4 Wurfentfernungen (vgl. A-Tabelle 5). Die ANOVA zeigte keinen signifikanten Einfluß des Faktors „Wurfentfernung“ mehr (A-Tabelle 6).

Für die Differenzen  $\Delta z$  zeigt sich kein so einheitliches Bild. Der Median für die Entfernung D1 weicht nach oben ab und besitzt den größten Wert der 4 Wurfentfernungen (vgl. A-Tabelle 5). Dagegen weicht der Median für Entfernung D2 nach unten ab. Bei Entfernung D3 und D4 beobachtet man konstante Werte. Die ANOVA zeigt für die Differenzen  $\Delta z$  weiterhin einen signifikanten Einfluß des Faktors „Wurfentfernung“ ( $p < 0.05$ , vgl. A-Tabelle 6). Die Post hoc Tests ergaben, dass sich die Ergebnisse für die Entfernung D2 jeweils signifikant ( $p < 0.05$ ) von denen der restlichen Entfernungen unterscheiden (Abbildung 16a).



**Abbildung 16: Gewichtete Klassifizierung der Abstände der extrapolierten und gemessenen Trajektorie des Balles**

Darstellung von Median, unterem und oberem Quartil der Mediane von 23 Probanden des prozentualen Anteils des Beschleunigungsweges des Ballmittelpunktes, bei welcher der Abstand der extrapolierten und der gemessenen Trajektorie innerhalb der in Tabelle 5 aufgeführten Grenzen liegt. Die Werte wurden mit den prozentualen Anteilen der Längen des Beschleunigungsweges gewichtet. Es sind die Ergebnisse für alle Entfernungsstufen dargestellt:

- (a) horizontaler und vertikaler Ort
- (b) Winkel zur Horizontalen und resultierende Geschwindigkeit
- (c) Ort und der Geschwindigkeit in der x-y Ebene

Bei den gewichteten Ergebnissen der Differenzen  $\Delta \alpha$  des Winkels zeigt sich für die Entfernungen D1 bis D3 eine Zunahme der Werte, wobei die Ergebnisse für die größte

Entfernung D4 wiederum leicht abfallen (Abbildung 16b, vgl. A-Tabelle 5). Die ANOVA zeigte hier, wie bei den ungewichteten Ergebnissen, keinen Einfluss des Faktors Wurfentfernung (vgl. A-Tabelle 6).

Für die Differenzen der Geschwindigkeitstrajektorien  $\Delta v$  lieferte die ANOVA einen signifikanten Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ ( $p < 0.05$ ; Abbildung 16b). Die Post hoc Tests lieferten einen signifikanten Unterschied zwischen den Entfernungen D1 und D2 ( $p < 0.05$ ). Insgesamt stiegen die Werte für die Entfernungen D2, D3 und D4 kontinuierlich an (vgl. A-Tabelle 5). Die Ergebnisse für die Entfernung D1 stehen außerhalb dieses Trends und weisen den höchsten Wert von allen Entfernungen auf.

Die Gewichtung der Differenzen des Ortsparameters  $\Delta y$  in der x-y Ebene lieferte kein brauchbares Ergebnis. Nach der Gewichtung ergeben sich Werte zwischen 73% und 100% der Länge des Beschleunigungsweges (Abbildung 16c; vgl. A-Tabelle 5). Dieses steht im Widerspruch dazu, dass die Grenzen aus der Sensitivitätsanalyse über die ganze Dauer der Wurfaktion unterschritten wurden. Für diesen Parameter können daher die gewichteten Ergebnisse nicht betrachtet und interpretiert werden.

Bei den Geschwindigkeitsdifferenzen  $\Delta v_y$  in der x-y Ebene zeigte sich nach der Gewichtung mit der normierten Länge des Beschleunigungsweges des Balles kein einheitlicher Trend der Werte (Abbildung 16c; vgl. A-Tabelle 5). Die ANOVA liefert weiterhin einen signifikanten Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ ( $p < 0.01$ ; vgl. A-Tabelle 6). Die Post-hoc Tests ergaben signifikante Unterschiede zwischen den Entfernungen D1 und D2 ( $p < 0.05$ ).

Nach der Gewichtung der Ergebnisse reduzierte sich die Anzahl der auftretenden signifikanten Unterschiede für die Parameter  $\Delta x$ ,  $\Delta z$ ,  $\Delta v$  und  $\Delta v_y$  bezüglich der sich ändernden Wurfentfernung. Bei den Parametern  $\Delta z$ ,  $\Delta v$  und  $\Delta v_y$  zeigen sich für die Entfernung D2 jeweils die geringsten Werte.

Bei allen Parametern gab es nach der Gewichtung der Ergebnisse bei der ANOVA keinen signifikanten Einfluss des Faktors „Wurferfahrung“ (vgl. A-Tabelle 6).

### 3.1.5. Beschreibung der Annäherung im 3-dimensionalen Schnitt

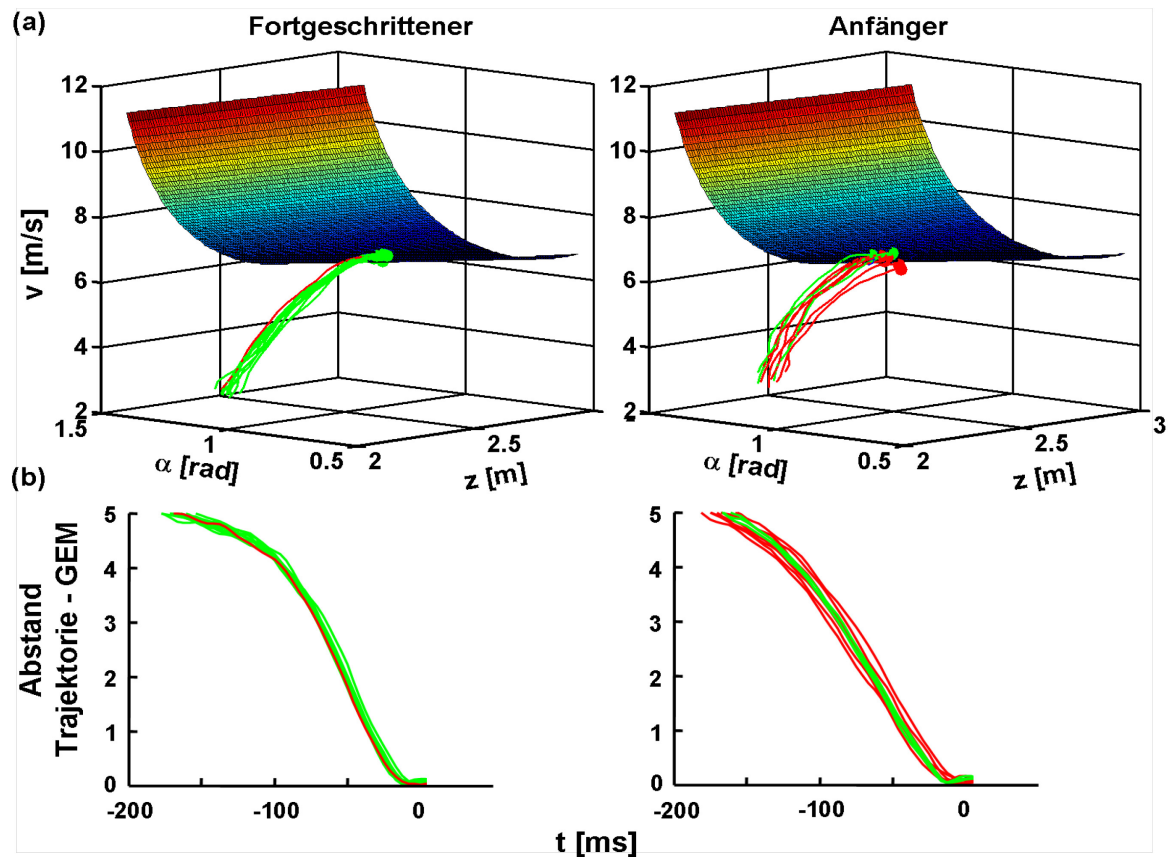
Die Betrachtung der Annäherung der Trajektorie des Ballmittelpunktes an die GEM des Basketballwurfes wird dadurch erschwert, dass sich der Vorgang in einer mehr als 3-dimensionale Menge abspielt, wodurch keine grafische Betrachtung möglich ist. Eine Beschreibung der Annäherung an die GEM gelingt nur durch die Betrachtung geeigneter Schnitte durch den mehrdimensionalen Parameterraum.

Die in Abbildung 17a dargestellten 3D Flächen sind Schnitte durch die 4D GEM bei Betrachtung des Wurfes in der Sagittalebene des Werfers, wenn die horizontale Entfernung zum Korb  $x$  als konstant angenommen wird. In diesen Schnittbildern sind jeweils die Trajektorien des Ballmittelpunktes einer Wurfserie eines erfahrenen und eines unerfahrenen Werfers eingezeichnet. Die dargestellte Trajektorienannäherung umfasst ein Zeitintervall von 83ms vor dem Abwurf bis zum Abwurf.

Bei beiden Probanden nähern sich die Balltrajektorien zuerst im steilen Winkel der 3D Fläche an. In unmittelbarer Nähe zeigen die Trajektorien die Tendenz, sich der Fläche anzuschmiegen, bis sie direkt vor dem Abwurf nahezu tangential zur 3D-Fläche verlaufen. Zwischen dem erfahrenen und unerfahrenen Werfer zeigen sich keine grundsätzlichen Unterschiede im Verlauf der Trajektorien. Als deutlicher Unterschied zeigt sich, dass bei dem unerfahrenen Werfer die Streuung der Trajektorien deutlich größer ist.

Bei Betrachtung der in 2.6.2 dargestellte Berechnung des Euklidischen Abstandes ( 43 ) der Trajektorie  $\tilde{\zeta}(t_i)$  von der GEM  $\mathcal{G}$  erhält man die in Abbildung 17b gezeigten Abstandsverläufe bezüglich der Zeit.





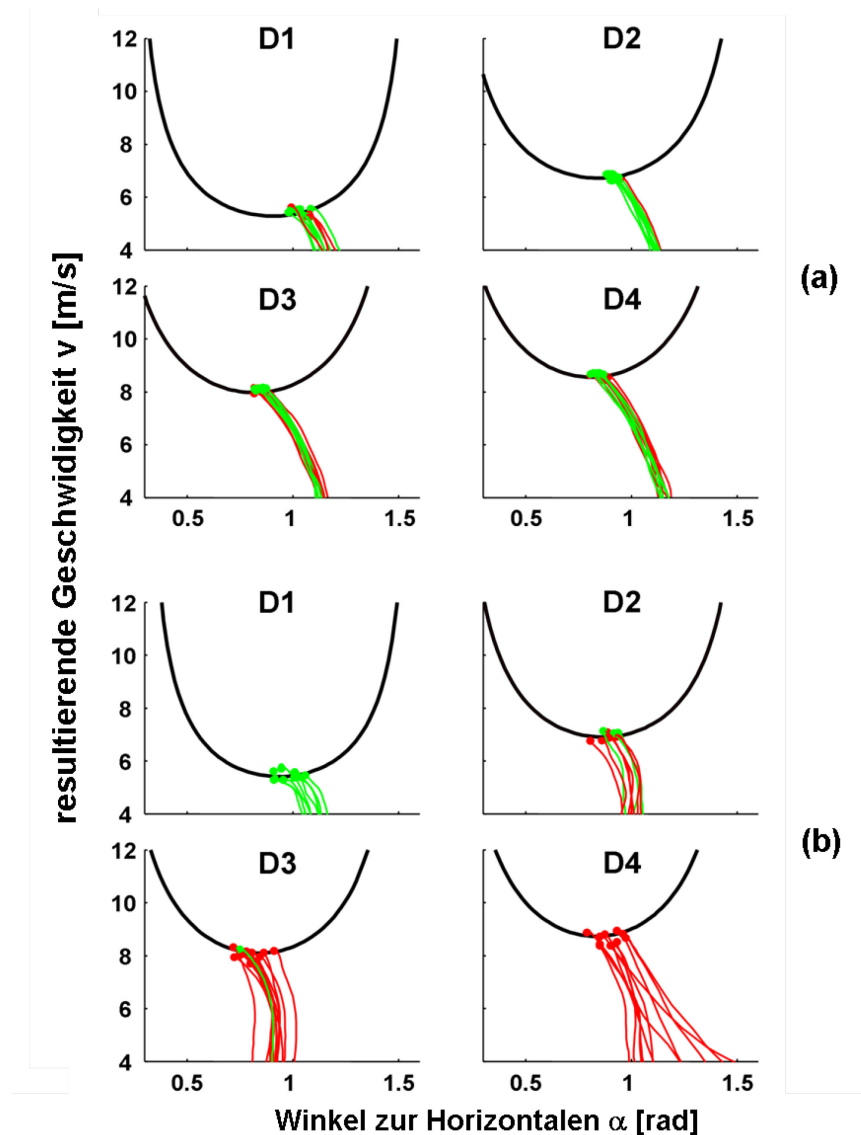
**Abbildung 17: 3D Schnitte durch die GEM mit Annäherung der Balltrajektorie**

- (a) Darstellung eines 3D-Schnittes durch die 4D GEM des 2D Schrägen Wurfes bei konstanter Wurfentfernung zum Ziel eines fortgeschrittenen Werfers und eines unerfahrenen Werfers. Die 3D-Fläche stellt die Abwurfbedingungen dar, die zu einer Flugtrajektorie durch den Mittelpunkt des Korbes führen. Die Darstellung ist beispielhaft für die Entfernung D2. Es sind jeweils die Trajektorien des Balles einer Wurfserie der Probanden bis zum Zeitpunkt des Abwurfes eingezeichnet. Die dargestellte Länge der Trajektorien umfasst jeweils ein Zeitintervall von 83ms.
- (b) Darstellung des euklidischen Abstandes der Balltrajektorie zu der in (a) gezeigten Fläche der GEM bezüglich der Zeit. Der Abwurf findet beim Zeitpunkt  $t = t_0$  statt.
- Grün – Treffer; Rot – kein Treffer.

Bei beiden Probanden nimmt der Abstand von Balltrajektorie und GEM während der letzten 150ms vor dem Abwurf mit steilem Verlauf in etwa gleichem Maße ab. Unmittelbar vor dem Abwurf verlangsamt sich die Geschwindigkeit der Annäherung deutlich. Zwischen beiden Probanden zeigen sich keine prinzipiellen Unterschiede im Verlauf der Annäherung. Bei dem unerfahrenen Werfer ist wiederum im Vergleich zu dem erfahrenen Werfer die Streuung der einzelnen Abstandsverläufe größer. Bei beiden Probanden zeigen sich keine Unterschiede bezüglich des Abstandes von Balltrajektorie und GEM zwischen erfolgreichen und nicht erfolgreichen Würfen.

### **3.1.6. Beschreibung der Annäherung im 2-dimensionalen Schnitt der $\alpha$ -v Ebene**

Das Annäherungsverhalten der Balltrajektorie an die GEM zeigt bei einer Änderung der Wurfweite im zweidimensionalen Schnitt durch die  $\alpha$ -v Ebene keine grundsätzlichen Veränderungen im Verlauf (Abbildung 18). Der Verlauf der einzelnen Balltrajektorie zeigt bei beiden Probanden prinzipiell ein ähnliches Verhalten. In der vorbereitenden Phase des Wurfes läuft die Balltrajektorie fast senkrecht auf den GEM-Schnitt zu. Erst unmittelbar vor dem Abwurf kann eine Einmündung der Trajektorie in Richtung der GEM beobachtet werden. Der auffälligste Unterschied beim Vergleich beider Probanden ist die größere Streuung der Balltrajektorien bei dem unerfahrenen Werfer (Abbildung 18a, b). Diese Unterschiede sind bei der größten Entfernung D4 besonders deutlich zu erkennen. Bei dem erfahrenen Werfer ist die Streuung der Trajektorien untereinander bei den Wurfentfernungen D2, D3 und D4 vergleichbar gering (Abbildung 18a). Die größte Streuung der Balltrajektorien treten bei diesem Werfer bei der kleinsten Entfernung D1 auf.



**Abbildung 18: Annäherung der GEM in der  $\alpha$ -v Ebene**

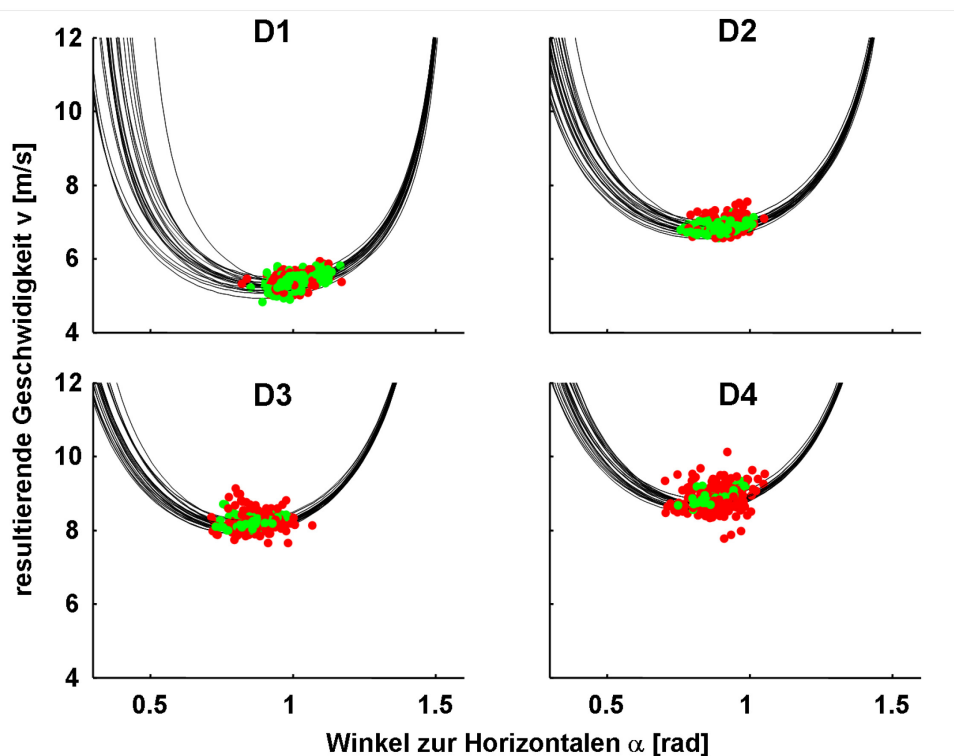
2D-Schnitt durch die GEM des 2D Schrägen Wurfes in der  $\alpha$ -v-Ebene bei konstanter Abwurfhöhe  $z$  für alle 4 Wurfentfernungen. Es sind die Ergebnisse für einen erfahrenen Werfer (a) und einen unerfahrenen Werfer (b) aufgeführt. Die schwarze Linie zeigt die Schnittkurve durch die GEM, d.h. die Parameterkombinationen, die zu einer Trajektorie durch den Mittelpunkt des Korbes führen. Rote und Grüne Linien stellen die Trajektorien des Ballmittelpunktes in der Schnittebene bis zum Abwurf dar. Grün – Treffer; Rot – kein Treffer

Zum Zeitpunkt des Abwurfes gibt es bei der Lage der Winkel-Geschwindigkeit-Kombinationen relativ zum Schnitt durch die GEM keinen Unterschied zwischen dem erfahrenen und dem unerfahrenen Werfer. Die Abwurfkombinationen kumulieren sich im Minimum der  $\alpha$ -v Schnittkurve durch die GEM. Die Balltrajektorien treffen im Bereich der minimal möglichen Abwurfgeschwindigkeiten auf die GEM.

In der vorbereitenden Phase zeigen sich bei den Trajektorien von Treffern und Nichttreffern kaum Unterschiede in den Verläufen zwischen dem erfahrenen und dem unerfahrenen Werfer.

In Abbildung 19 sind für alle 4 Wurfentfernungen die Winkel-Geschwindigkeits-Kombinationen von allen Würfeln von allen Probanden dargestellt. Treffer sind in grüner Farbe dargestellt und Nichttreffer in roter Farbe. Hier zeigt sich besonders deutlich die Kumulation der Abwurfkombinationen im Minimum der Schnittkurve durch die GEM im Bereich von möglichst geringen Abwurfgeschwindigkeiten.

Die  $\alpha$ - $v$  Schnittkurven der einzelnen Probanden zeigen alle sehr ähnliche Verläufe. Mit zunehmender Wurfentfernung nimmt die Streuung zwischen den einzelnen Schnittkurven ab. Es zeigt sich darüberhinaus, dass sich die Abwurfkombinationen der erfolgreichen Würfe entlang des Büschels von Schnittkurven in deren Minimum verteilen.



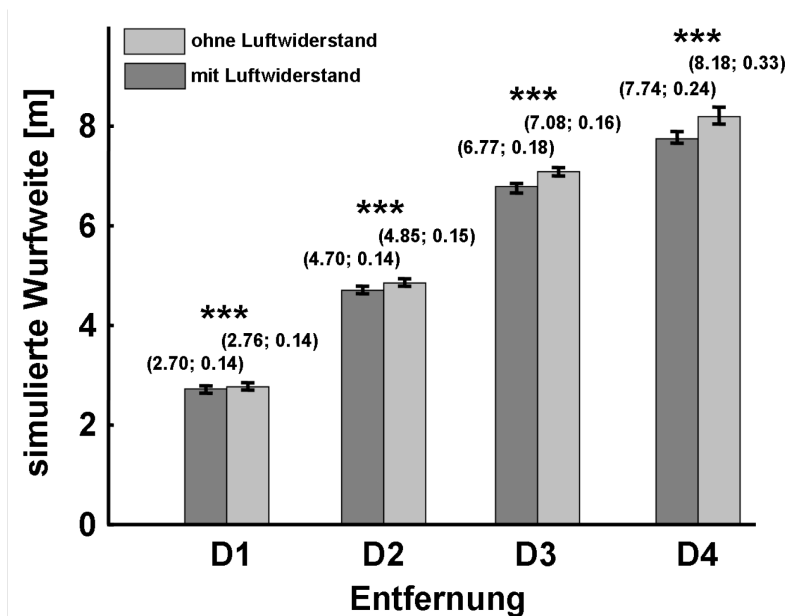
**Abbildung 19: Abwurfkombinationen aller Probanden in der  $\alpha$ - $v$  Ebene**

Schnitte durch die GEM des 2D Schrägen Wurfes in der  $\alpha$ - $v$  Ebene aller Probanden und aller 4 Weiten. Darstellung von allen Würfeln von allen Probanden in den  $\alpha$ - $v$  Schnitten durch den Parameterraum des 2D Schrägen Wurfes. Die schwarzen Linien sind die Schnittlinien durch die GEM, die alle  $\alpha$ - $v$  Kombinationen umfassen, die zu einer Trajektorie durch den Mittelpunkt des Korbes führen. Die eingezeichneten Punkte stellen  $\alpha$  –  $v$  Abwurfkombinationen einzelner Würfe dar. Grün – Treffer; Rot – kein Treffer

### 3.1.7. Eintritt in die GEM

#### 3.1.7.1. Einfluss des Luftwiderstandes auf die Wurfweite

Von allen Probanden wurden die als Treffer protokollierten Würfe für die jeweilige Entfernung mit und ohne Luftwiderstand simuliert und die resultierenden Wurfweiten verglichen. Dabei gab es für jede der 4 Wurfentfernungen zwischen den beiden Varianten signifikante Unterschiede ( $p < 0.001$ ; Abbildung 20). Bei allen 4 Entfernungen wurden bei den Simulationen ohne Luftwiderstand durchweg größere Wurfweiten erreicht.



**Abbildung 20: Vergleich simulierter Wurfweiten mit und ohne Luftwiderstand**

Darstellung von Median und Quartilsabstand der simulierten Wurfweiten mit unterschiedlichen Modellen unter Berücksichtigung und Vernachlässigung des Luftwiderstandes. Die Ergebnisse beziehen sich auf alle erfolgreichen Würfe von allen Probanden auf die jeweilige Entfernung.

Für die Entfernung D4 entspricht die Differenz zwischen beiden Simulationen etwa dem Durchmesser des Korbringes. Die Mediane der simulierten Wurfweiten mit Berücksichtigung des Luftwiderstandes zeigen dagegen nur geringe Abweichungen von den gemessenen Positionen des Korbmittelpunktes. So weicht der Median für die Entfernungen D1 und D2 jeweils nur um 0.01m von der tatsächlichen Entfernung des Korbmittelpunktes ab. Bei der Entfernung D3 beträgt die Differenz zur gemessenen Position des Korbes etwa 0.04m und bei der Entfernung D4 etwa 0.02m. Bei der

statistischen Prüfung waren für jede der 4 Wurfentfernungen die Unterschiede zwischen der Simulation mit und der Simulation ohne Luftwiderstand jeweils signifikant ( $p < 0.001$ ; Wilcoxon).

### 3.1.7.2. Zeitpunkt des Eintritts in die GEM

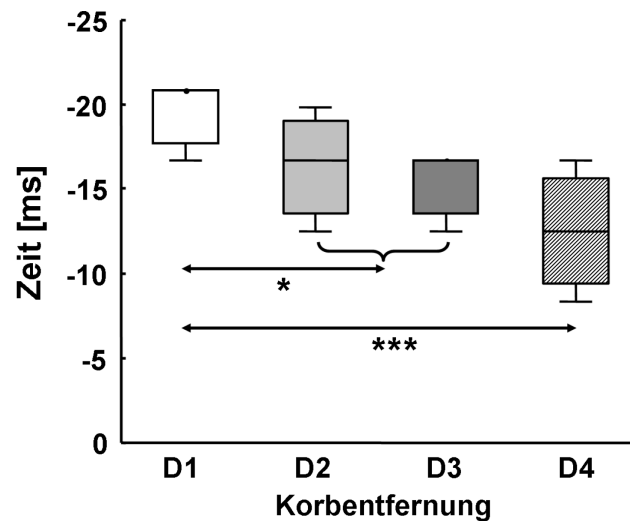
Bei der Untersuchung des Eintrittszeitpunktes in die GEM wurden alle Treffer von allen Probanden betrachtet. Tabelle 8 gibt hierfür einen Überblick über die relativen Trefferraten der Gruppen der erfahrenen und unerfahrenen Werfer. Zusätzlich ist die zu Grunde liegende Gesamtanzahl der Treffer für jede Gruppe und die jeweilige Entfernung angegeben.

**Tabelle 8: Relative Trefferraten**

Relative Trefferraten pro 10 Würfe für die Gruppe der erfahrenen und der unerfahrenen Werfer. Darunter ist die Gesamttrefferanzahl der jeweiligen Werfergruppe auf die jeweilige Entfernung aufgeführt.

		D1	D2	D3	D4
erfahrene Werfer	relative Trefferrate / 10 Würfe	8.8	7.2	3.5	1.9
	Gesamtanzahl Treffer	132	108	53	29
unerfahrene Werfer	relative Trefferrate / 10 Würfe	6.4	3.4	1.5	0.8
	Gesamtanzahl Treffer	51	27	12	6

Bei den Medianen der Zeitpunkte des Eintritts der Balltrajektorie in die GEM über alle 23 Probanden (Abbildung 21) zeichnet sich der Trend ab, dass mit steigender Wurfweite der Eintritt in die GEM immer weiter an den Abwurf heranrückt.



**Abbildung 21: Zeitpunkte vor dem Abwurf des Eintritts in die GEM von allen 4 Entfernungen.**

Darstellung von Median und Quartilen der Mediane der Zeitpunkte vor dem Abwurf von den Simulationen von allen erfolgreichen Würden aller Probanden, ab denen der Mittelpunkt des Balles mindestens die vordere Kante des Korbrings treffen würde. Grundlage der Ergebnisse bilden Simulationen mit dem Modell des Schrägen Wurfs mit Berücksichtigung des Luftwiderstandes.

Der früheste Eintrittszeitpunkt ergibt sich mit 20.8ms vor dem Abwurf für Entfernung D1, der späteste mit 12.5ms vor dem Abwurf für Entfernung D4 (vgl. A-Tabelle 9). Die beobachteten Zeiten des Eintritts entsprechen etwa 3-4 Bildern des Kamerasystems. Die ANOVA zeigt einen signifikanten Effekt des Faktors „Wurfentfernung“ ( $p < 0.001$ ; vgl. A-Tabelle 10). In den Post hoc Tests zeigt sich, dass sich die Ergebnisse für die kürzeste Entfernung D1 von den Ergebnissen der übrigen Entfernungen jeweils signifikant unterscheiden (D1 zu D2 / D3:  $p < 0.05$ ; D1 zu D4:  $p < 0.001$ ).

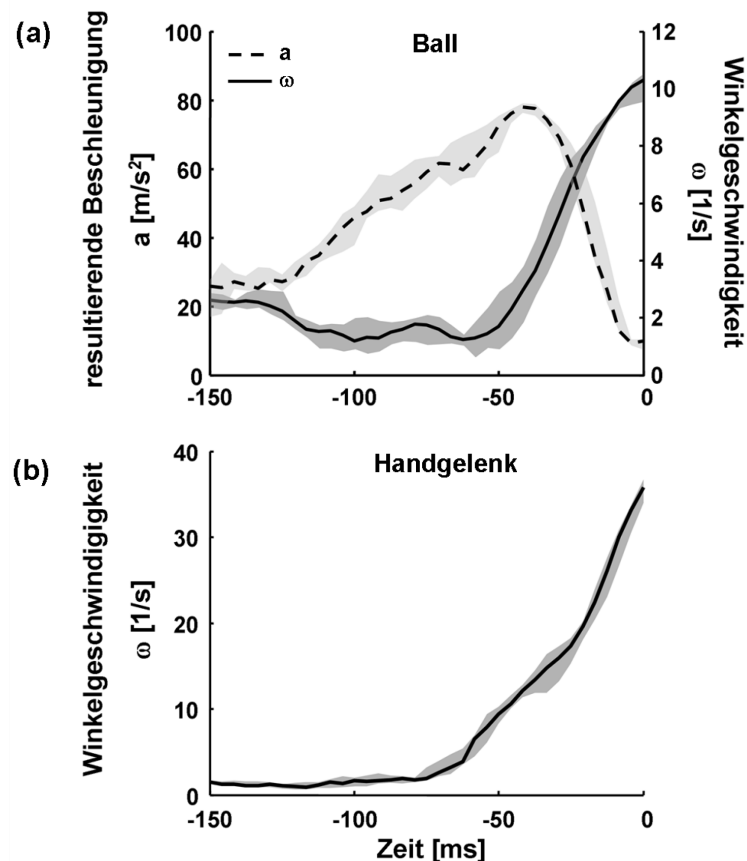
Bezüglich der beiden Gruppen der erfahrenen und unerfahrenen Werfer ergaben sich bei der Untersuchung der Eintrittszeitpunkte in GEM keine signifikanten Unterschiede.

### 3.1.8. Zur Bedeutung der resultierenden Abwurfgeschwindigkeit

#### 3.1.8.1. Spin des Balles

In Abbildung 22 sind die Verläufe der Mediane und Quartile der resultierenden Beschleunigung und der Winkelgeschwindigkeit des Balles sowie die Winkelgeschwindigkeit des Handgelenkes des Wurfarms einer Wurfserie auf die

Entfernung D2 dargestellt. Die Darstellung ist repräsentativ für die vorbereitende Phase des Wurfes. Die Beschleunigung des Balles zeigt ab etwa 50ms vor dem Abwurf einen steil abfallenden Verlauf bis zum Abwurf, wogegen die Winkelgeschwindigkeit des Balles in einem entgegengesetzten Verlauf ansteigt (Abbildung 22a).



**Abbildung 22: Verlauf der Beschleunigung und des Spins des Balles und der Winkelgeschwindigkeit des Handgelenkes**

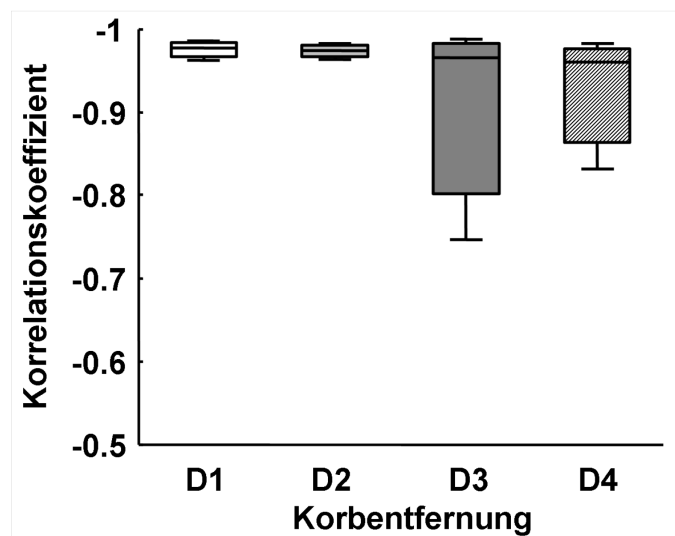
Kurven von Median (schwarze Linie) und Quartilen (schattiert) der Verläufe der (a) resultierenden Beschleunigung des Balles, der resultierenden Winkelgeschwindigkeit des Balles und (b) der Winkelgeschwindigkeit des Handgelenkes der Wurfarmes. Die Kurven zeigen die Mediane einer Wurfserie eines Probanden auf die Entfernung D2. Die Verläufe sind repräsentativ für alle Probanden. Abwurf zum Zeitpunkt  $t_0 = 0$ .

Die Winkelgeschwindigkeit des Handgelenkes steigt ab etwa 75ms vor dem Abwurf bis zum Abwurf hin an und erreicht, wie die Winkelgeschwindigkeit des Balles, die größten Werte zum Zeitpunkt des Abwurfes (Abbildung 22b).

Vom Beginn der charakteristischen fallenden Flanke des Verlaufes der Ballbeschleunigung bis zum Abwurf wurde für alle Probanden die Korrelation zwischen



den Verläufen der Ballbeschleunigung und der Rotationsgeschwindigkeit des Balles berechnet. Die Mediane und Quartile der Korrelationskoeffizienten über die 23 Probanden sind für alle 4 Entfernungen in Abbildung 23 dargestellt. Die Mediane der Korrelationskoeffizienten nehmen für jede Wurfentfernung negative Werte an und variieren zwischen -0.98 für Entfernung D1 bis -0.96 für Entfernung D4 (vgl. A-Tabelle 11).

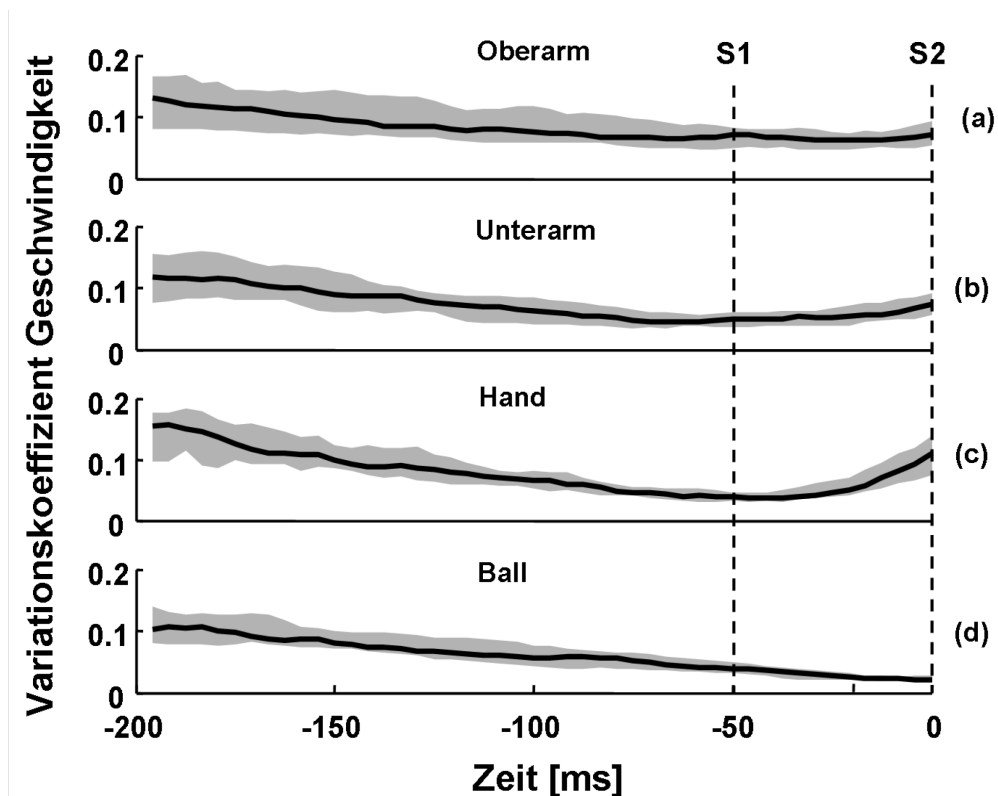


**Abbildung 23: Korrelation von Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit des Balles beim Wurf**  
Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Korrelationskoeffizienten von der resultierenden Beschleunigung und der resultierenden Winkelgeschwindigkeit des Balles.

Für keine der 4 Entfernungen zeigte sich zwischen den Gruppen der erfahrenen und unerfahrenen Werfer ein signifikanter Unterschied.

### 3.1.8.2. Geschwindigkeitsvariationen der Segmente des Wurfarmes

Als repräsentative Verläufe sind in Abbildung 24 die Verläufe der Mediane und Quartile über alle 23 Probanden der Variationskoeffizienten für die Entfernung D1 zu sehen.

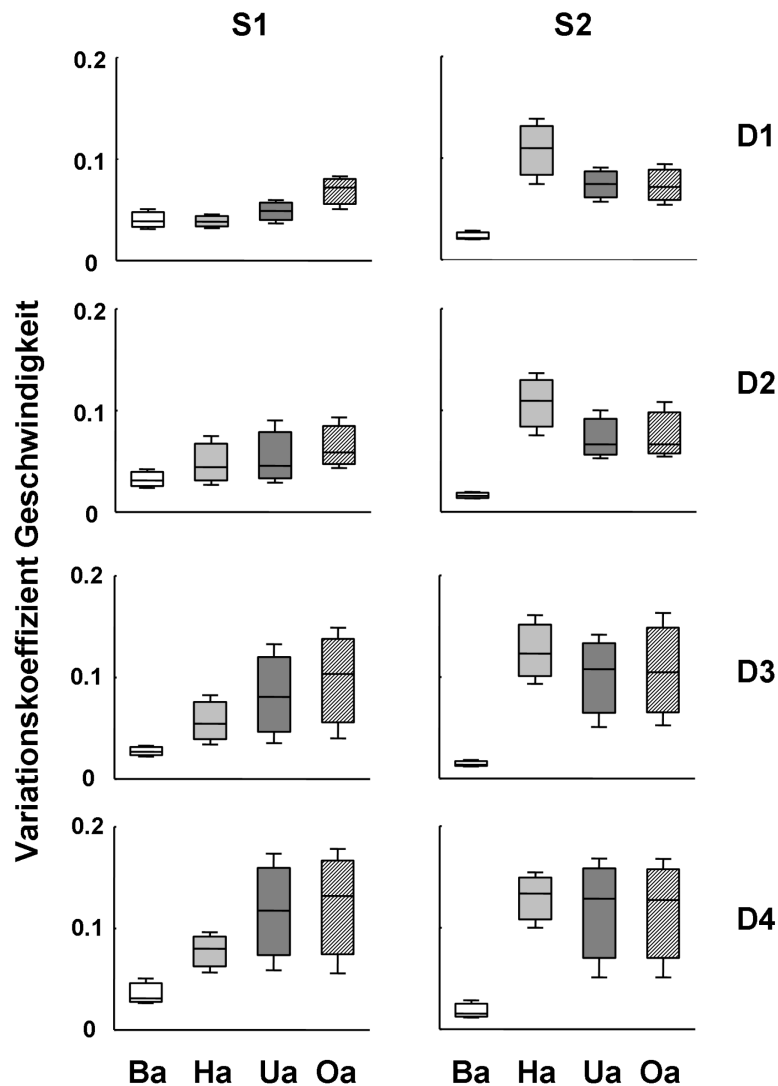


**Abbildung 24: Verläufe der Variationskoeffizienten der Segmentgeschwindigkeiten**

Verläufe von Median und Quartilen über alle Probanden der Variationskoeffizienten der Geschwindigkeiten der einzelnen Segmentschwerpunkte des Wurfarmes und des Balles vor dem Abwurf. Die dargestellten Verläufe beziehen sich auf die Entfernung D1. Es sind die Variationskoeffizienten der Geschwindigkeiten von (a) Oberarm, (b) Unterarm, (c) Hand und (d) Ball zu sehen.

S1 und S2 markieren Schnitte durch die Medianverläufe der Variationskoeffizienten 50ms vor dem Abwurf und zum Abwurf zum Zeitpunkt  $t_0 = 0$ .

Der Variationskoeffizient der Ballgeschwindigkeit verringert sich stetig über die Dauer der vorbereitenden Phase des Wurfes. Bis etwa 50ms vor dem Abwurf zeigen die Variationskoeffizienten der übrigen Segmente ein ähnliches Verhalten. In dem Zeitintervall von 50ms vor dem Abwurf bis zum Abwurf vergrößern sich die Variationskoeffizienten der Armsegmente und der Hand teils deutlich. Der deutlichste Anstieg wird für die Wurfhand registriert. Unterarm und Oberarm des Wurfarmes zeigen von distal nach proximal eine Abschwächung des Anstieges des Variationskoeffizienten.



**Abbildung 25: Variationskoeffizienten der Geschwindigkeiten der Segmentschwerpunkte**

Darstellung der Schnitte S1 und S2 aus Abbildung 24 der Medianverläufe der Variationskoeffizienten der Geschwindigkeiten der Segmentschwerpunkte von Wurfarm und Ball. Der Schnitt S1 zeigt die Situation 50ms vor dem Abwurf, der Schnitt S2 die Situation zum Abwurfzeitpunkt. Es sind die Ergebnisse von allen 4 Wurfentfernungen zusammengefasst. Ba – Ball; Ha – Hand; Ua – Unterarm; Oa – Oberarm

Die Mediane und Quartile über alle 23 Probanden der in Abbildung 24 markierten Schnitte S1 und S2 sind in Abbildung 25 dargestellt. Die detaillierten Werte zu Abbildung 25 sind in A-Tabelle 12 dargestellt. Von S1 zu S2 verringert sich der Variationskoeffizient der Ballgeschwindigkeit. Dagegen sieht man bei der Hand eine Zunahme des Variationskoeffizienten. Die Variationskoeffizienten für Ober- und Unterarm vergrößern sich leicht zwischen den Schnitten, zeigen aber im Vergleich die geringste Änderung.

Im Schnitt S1 50ms vor dem Abwurf beobachtet man bei Ober- und Unterarm größere Variationskoeffizienten als bei Hand und Ball. Bei den großen Entfernungen D3 und D4 tritt dieser Unterschied immer deutlicher zu Tage. Mit Ausnahme der kürzesten Entfernung D1 haben die Variationskoeffizienten des Balls die geringsten Werte.

Im Schnitt S2 beobachtet man für den Ball bei allen Wurfentfernungen die kleinsten Werte. Bei allen Wurfentfernungen werden die größten Werte der Variationskoeffizienten bei der Hand beobachtet. Die Werte von Ober- und Unterarm nehmen mit steigender Wurfentfernung zu, bis dass bei den Entfernungen D3 und D4 kaum noch Unterschiede zu den Werten der Hand zu sehen sind.

Die ANOVA bestätigt, dass für jede Weite und für beide Zeitpunkte der Variationskoeffizient der Ballgeschwindigkeit signifikant geringer ist, als die Werte der 3 übrigen Segmente ( $p < 0.001$ ; vgl. A-Tabelle 13). Weiterhin sind die Abnahme des Variationskoeffizienten des Balles und die Zunahme des Variationskoeffizienten der Hand, zwischen dem Schnitt S1 50ms vor dem Abwurf und dem Schnitt S2 beim Abwurf, jeweils signifikant unterschiedlich ( $p < 0.001$ ). Für den Unterarm zeigte die ANOVA eine signifikante Zunahme des Variationskoeffizienten bezüglich der beiden Zeitpunkte S1 und S2 ( $p < 0.01$ ). Für den Oberarm zeigte sich kein signifikanter Einfluss des Faktors „Zeitpunkt“.

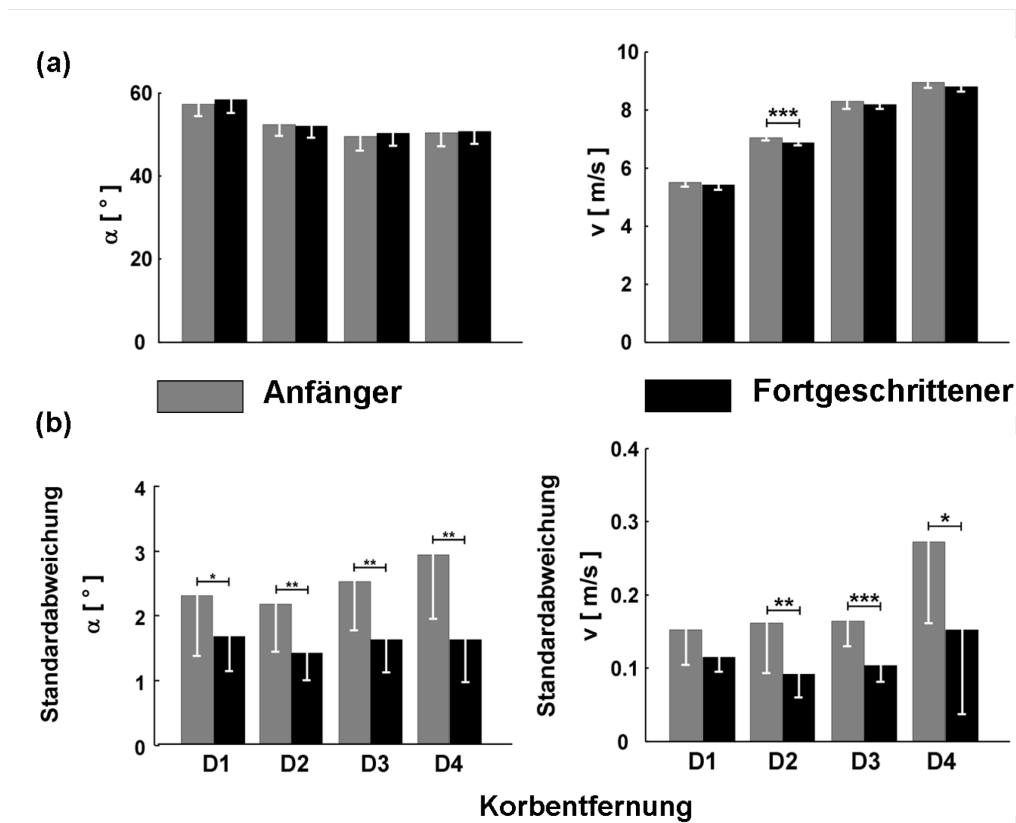
Gruppenvergleiche zwischen den erfahrenen und unerfahrenen Werfern zeigten für den Zeitpunkt S1 für die Entfernungen D3 ( $p < 0.05$ ) und D4 ( $p < 0.01$ ) signifikant geringere Werte für die erfahrenen Werfer beim Variationskoeffizient des Balles. Zum Zeitpunkt S2 des Abwurfes waren die Variationskoeffizienten der Geschwindigkeit des Balles bei den erfahrenen Werfern für die Entfernungen D2 ( $p < 0.05$ ), D3 ( $p < 0.001$ ) und D4 ( $p < 0.05$ ) signifikant geringer als die der unerfahrenen Werfer.

### **3.1.8.3. Variationen in Abwurfwinkel und –geschwindigkeit bei erfahrenen und unerfahrenen Werfern**

Die Mittelwerte der Abwurfwinkel zeigen zwischen den erfahrenen und den unerfahrenen Werfern nur geringe Unterschiede, die weder eine Tendenz noch signifikante Unterschiede aufweisen (Abbildung 26a). Die mittlere

Abwurfgeschwindigkeit ist bei den unerfahrenen Werfern, bezüglich aller Wurfdistanzen, tendenziell größer. Allerdings konnte nur für die Entfernung D2 ein signifikanter Unterschied ( $p < 0.001$ ) zwischen den beiden Gruppen nachgewiesen werden.

Die mittleren Standardabweichungen von Abwurfwinkel und –geschwindigkeit sind durchweg für alle 4 Entfernungen bei der Gruppe der unerfahrenen Werfer größer als die der erfahrenen Werfer (Abbildung 26b; vgl. A-Tabelle 14). Mit Ausnahme der Ergebnisse für die Entfernung D1 sind die Unterschiede zwischen den beiden Gruppen jeweils signifikant.



**Abbildung 26: Gruppenunterschiede der Variationen von Abwurfwinkel und –geschwindigkeit**  
Darstellung von Mittelwert und Standardabweichung sowie der mittleren Standardabweichung von Abwurfwinkel und -geschwindigkeit getrennt nach erfahrenen und unerfahrenen Werfern.

- (a) Mittelwert und Standardabweichung von Abwurfwinkel und Abwurfgeschwindigkeit von allen 4 Entfernungen getrennt nach der Basketballerfahrung des Werfers.
- (b) Mittelwert und Standardabweichung der Standardabweichungen des Abwurfwinkels und der Abwurfgeschwindigkeit von allen 4 Entfernungen getrennt nach Basketballerfahrung des Werfers.

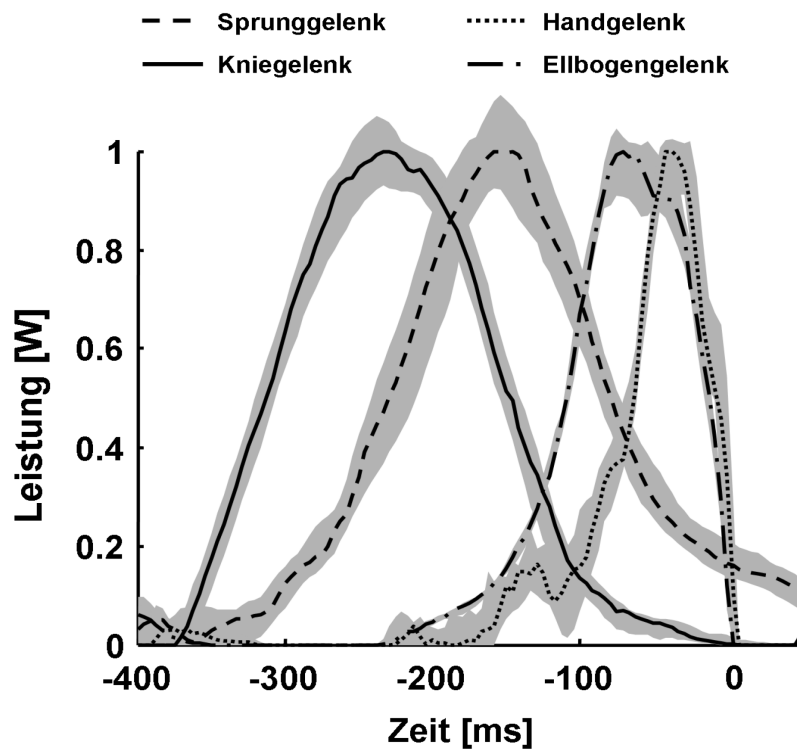
Im Zusammenhang mit den Variationen bei den Abwurfgeschwindigkeiten zeigten sich bei der Untersuchung der mittleren Körpergrößen der beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede (T-test,  $p=0.066$  (Körpergröße Mittelwert $\pm$ Standardabweichung: Anfänger:  $1.78\text{m}\pm 0.07$ ; Fortgeschrittene:  $1.85\text{m}\pm 0.09$ )).

## **3.2. Teilkörperbewegungen**

### **3.2.1. Gelenkleistungen**

Die Gelenkleistungen der unteren Extremität stellen jeweils die Summe der entsprechenden Leistungen von beiden Beinen dar. Bei der oberen Extremität wurden nur die Gelenkleistungen des Wurfarmes betrachtet.

In Abbildung 27 sind die auf den jeweiligen Maximalwert normierten Medianverläufe mit Quartilsverläufen einer Wurfserie eines Probanden auf die Entfernung D2 von Knie- und Sprunggelenk der unteren Extremität und von Ellbogen- und Handgelenk der oberen Extremität dargestellt. Die Maxima der Kurven sind jeweils zeitlich gegeneinander verschoben. Während der Ausführung der Wurfbewegung erreichen zuerst die Leistungen der Gelenke der unteren Extremität ihre Maxima, danach die Gelenke des Wurfarmes. Die Kniegelenkleistung erreicht ihr Maximum früher als die Sprunggelenksleistung. Das Leistungsmaximum des Ellbogengelenkes liegt zeitlich vor dem Maximum des Handgelenkes.

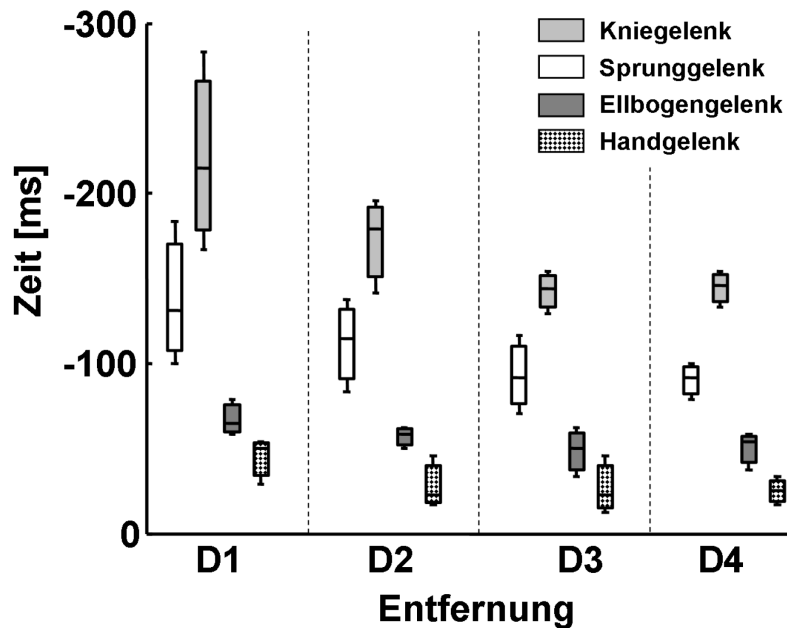


**Abbildung 27: Gelenkleistungen von oberer und unterer Extremität**

Darstellung der Medianverläufe (schwarze Linie) und Quartilsverläufe (grau unterlegt) der Gelenkleistungen von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk während der Wurfausführung. Die Leistungen wurden auf den jeweiligen Maximalwert normiert. Die Darstellung bezieht sich auf die Wurfserie eines Probanden auf die Entfernung D2. Die Darstellung ist repräsentativ alle Probanden und alle Wurfentfernungen. Abwurf zum Zeitpunkt  $t_0 = 0$ .

Die Reihenfolge der Leistungsmaxima von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk ist für die obere und untere Extremität jeweils von proximal nach distal angeordnet und erweist sich als ein typisches Muster für jede der 4 Wurfentfernungen. Abbildung 28 zeigt die Mediane und Quartile über alle 23 Probanden der Mediane der Zeitpunkte der Maxima der Gelenkleistungen (A-Tabelle 16).

Für die einzelnen Wurfentfernungen wurden die Zeitpunkte der Leistungsmaxima der Gelenke auf paarweise Unterschiedlichkeit getestet, wobei die Zeitpunkte jeweils signifikant unterschiedlich waren (jeweils  $p < 0.001$ ).



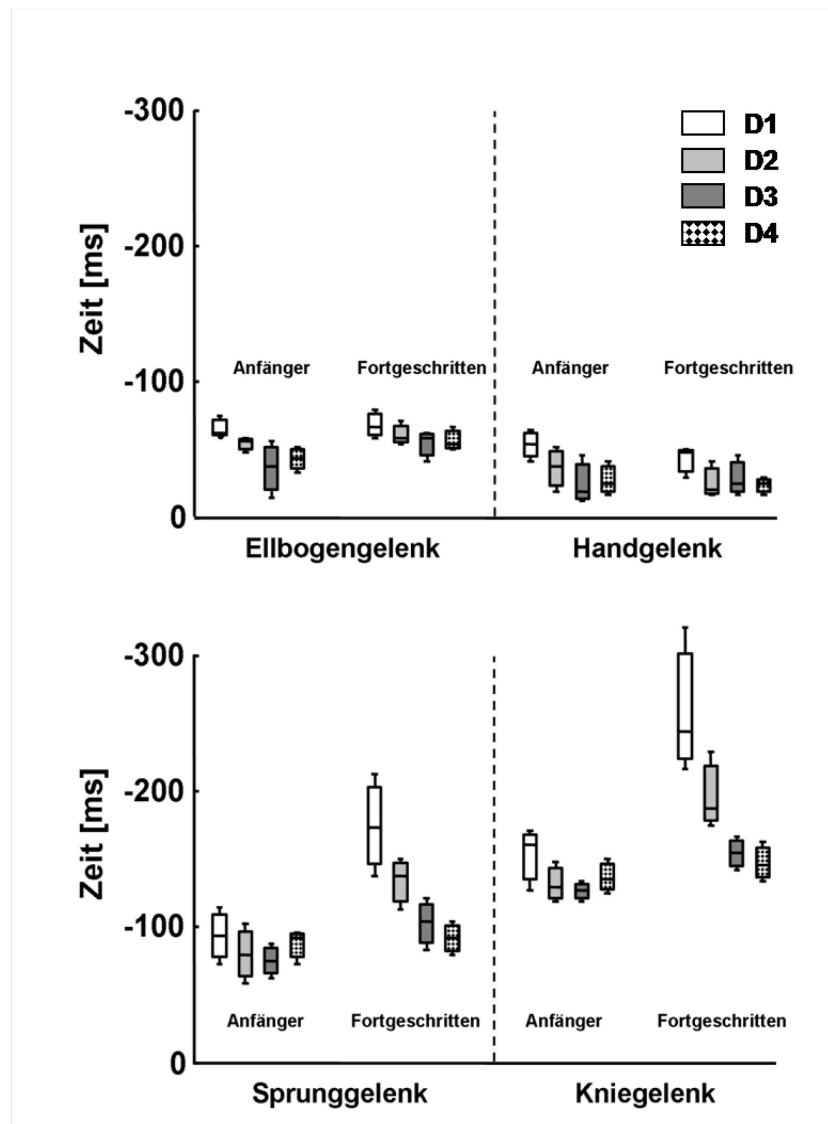
**Abbildung 28: Zeitpunkte der Maxima der Gelenkleistungen**

Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Mediane der Zeitpunkte der Leistungsmaxima von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk für die einzelnen Wurfserien auf alle 4 Wurfentfernungen. Abwurf bei  $t_0 = 0$ . Die proximalen Gelenke erreichen bei der oberen und unteren Extremität die Maxima jeweils vor den distalen Gelenken.

Bei getrennter Betrachtung der Gruppen der erfahrenen und unerfahrenen Werfer bleibt bei beiden Gruppen die zeitliche Reihenfolge der Gelenkleistungsmaxima von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk qualitativ erhalten (Abbildung 29, vgl. A-Tabelle 17).

Zwischen den Gruppen der erfahrenen und unerfahrenen Werfer zeigen sich bei der unteren Extremität Unterschiede zwischen den Zeitpunkten der Gelenkleistungsmaxima. Für die Wurfentfernungen D1, D2 und D3 werden bei den erfahrenen Werfern die Leistungsmaxima von Knie- und Sprunggelenk signifikant früher erreicht als bei den unerfahrenen Werfern (vgl. A-Tabelle 18). Bei den Zeitpunkten der Gelenkleistungsmaxima für das Hand- und das Ellbogengelenk des Wurfarmes zeigen sich dagegen bei allen 4 Wurfentfernungen zwischen den beiden Gruppen keine signifikanten Unterschiede.



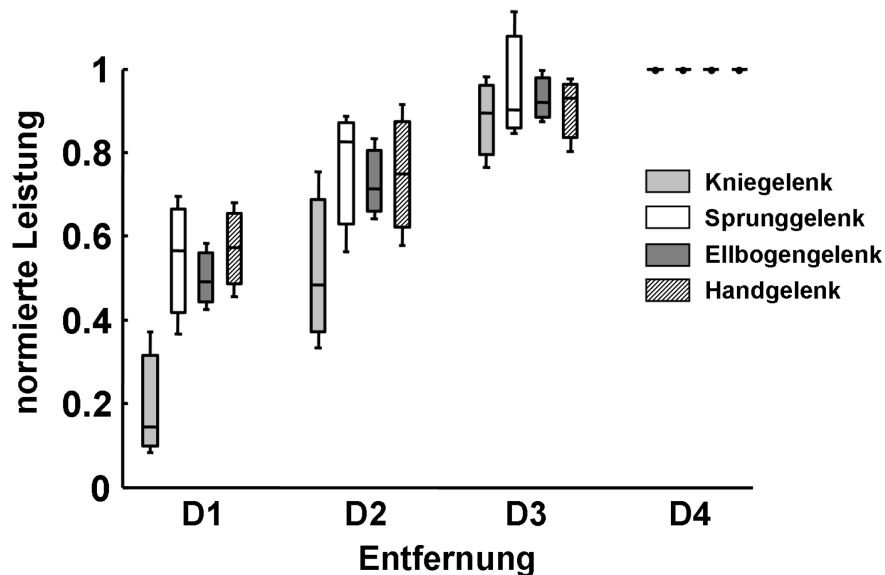


**Abbildung 29: Zeitpunkte der Maxima der Gelenkleistungen getrennt nach Wurferfahrung**

Darstellung von Median und Quartilen der Mediane der Zeitpunkte der Gelenkleistungsmaxima von Ellbogen-, Hand-, Sprung- und Kniegelenk in der vorbereitenden Phase des Wurfes. Die Darstellung der Ergebnisse erfolgt getrennt nach den Wurfentfernungen, den Gelenken und der Basketballerfahrung der Probanden. Abwurf bei  $t_0 = 0$ .

Bei der Betrachtung der maximalen Gelenkleistungen von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk sieht man eine Steigerung der Werte bei einer Vergrößerung der Wurfentfernung. Abbildung 30 zeigt die auf die Werte der Entfernung D4 normierten Mediane und Quartile über alle Probanden der jeweiligen Mediane der maximalen Gelenkleistung der einzelnen Wurfserien (vgl. A-Tabelle 19). Die Leistungsmaximas des Kniegelenkes zeigen die größte prozentuale Steigerung der Werte von 14% für die Entfernung D1 auf 100% für die Entfernung D4. Die normierten Gelenkleistungen für

Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk nehmen mit steigender Wurfentfernung ebenfalls zu, wobei die Variationen im Vergleich zum Kniegelenke geringer ausfallen.



**Abbildung 30: Einfluss der Wurfentfernung auf die Gelenksleistungsmaxima**

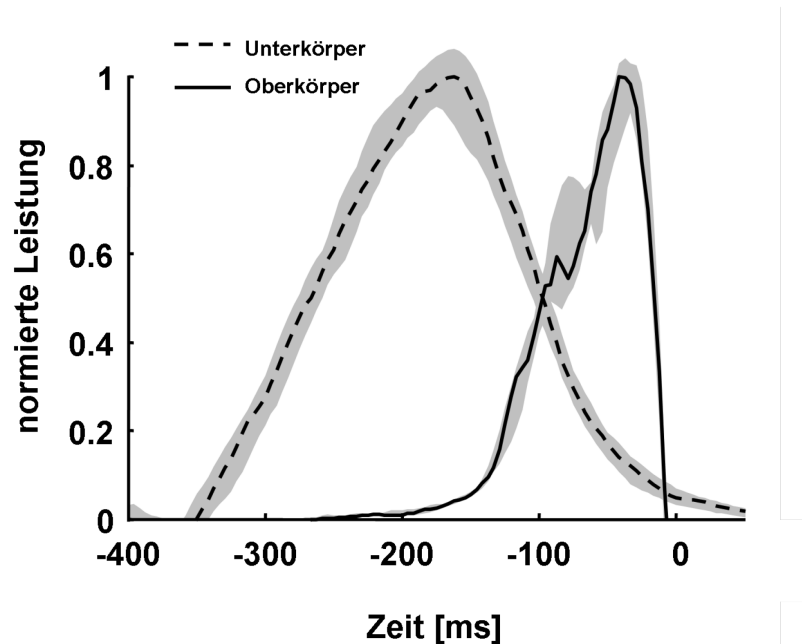
Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Mediane der Maximalwerte der Gelenkleistungen von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk der einzelnen Wurfserien auf alle 4 Wurfentfernungen. Für die einzelnen Probanden wurden die maximalen Leistungen der einzelnen Gelenke auf die jeweiligen Werte der größten Entfernung D4 normiert.

Für die einzelnen Gelenke wurde eine ANOVA durchgeführt, die für alle Gelenke einen signifikanten Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ zeigte (vgl. A-Tabelle 20). Die Post hoc Tests zeigten für alle Gelenke eine signifikante Zunahme der maximalen Gelenkleistung zwischen den Wurfentfernungen D1 und D2 sowie D2 und D3 ( $p < 0.05$ ). Zwischen den Entfernungen D3 und D4 ist bei allen Gelenken die Zunahme der maximalen Leistung nicht mehr signifikant.

Der Faktor „Wurferfahrung“ zeigte nur bei den maximalen Gelenkleistungen von Ellenbogen- und Kniegelenk einen signifikanten Einfluss (vgl. A-Tabelle 20). Zwischen den Gruppen der erfahrenen und unerfahrenen Werfer zeigte der Mann-Whitney U-Test bei der Gruppe der unerfahrenen Werfer für die Wurfentfernungen D1 und D2 signifikant höhere maximale Kniegelenksleistungen (vgl. A-Tabelle 21). Bezüglich der maximalen Ellbogengelenksleistungen wurden für alle 4 Wurfentfernungen bei der Gruppe der erfahrenen Werfer signifikant höhere Werte festgestellt.

### 3.2.2. Summengelenkleistung von Ober- und Unterkörper

Die Leistungen von Sprung- und Kniegelenk der Beine sowie die Leistungen des Ellbogen- und Handgelenks des Wurfarmes wurden aufaddiert und als Summengelenkleistung des Ober- bzw. Unterkörpers betrachtet.

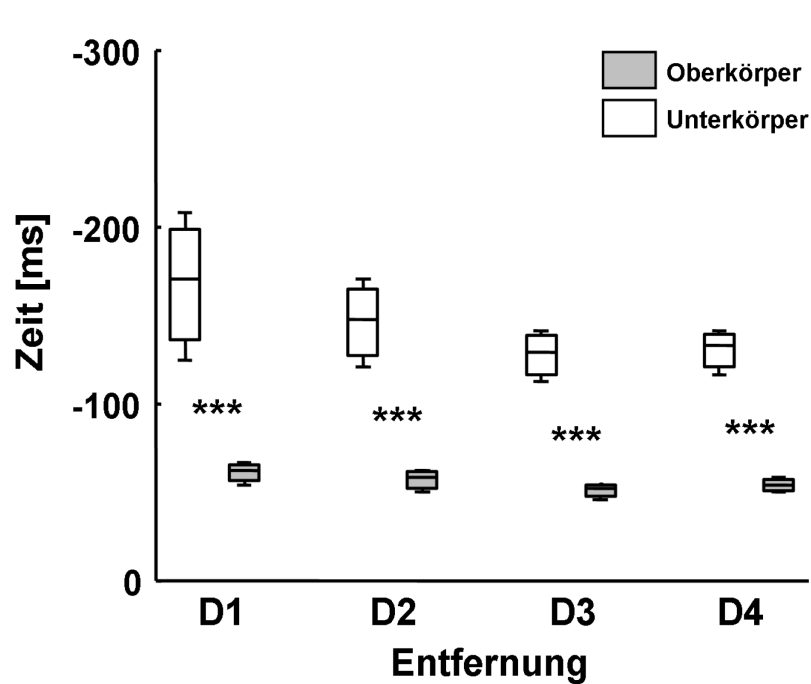


**Abbildung 31: Medianverläufe der Summengelenkleistung von Ober- und Unterkörper**

Darstellung der Verläufe vom Median und Quartilen der auf den jeweiligen Maximalwert normierten Summe von Kniegelenks- und Sprunggelenksleistung für den Unterkörper, sowie der Summe von Ellbogen- und Handgelenksleistung für den Oberkörper. Die Medianverläufe beziehen sich auf eine Wurfserie eines Probanden auf die Entfernung D2 und können als repräsentativ für die vorbereitende Phase des Wurfes für alle Probanden und alle Wurfentfernungen angesehen werden. Abwurf zum Zeitpunkt  $t_0 = 0$ .

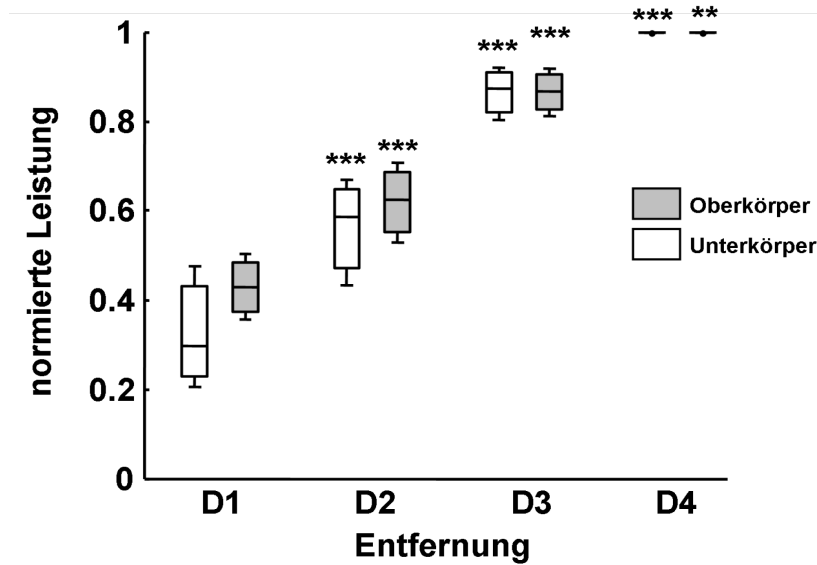
In Abbildung 31 sind für eine Wurfserie auf die Entfernung D2 der Verlauf von Median sowie unterem und oberem Quartil der beiden Summenleistungen des Ober- und Unterkörpers eines repräsentativen Probanden dargestellt. Die Maxima der beiden Kurven sind zeitlich gegeneinander verschoben, wobei sich beide Kurven noch deutlich überlappen. Das Maximum der Leistungskurve des Unterkörpers wird zeitlich früher vor dem Abwurf erreicht als das Leistungsmaximum des Oberkörpers. Eine derartige Verschiebung der beiden Leistungskurven zeigt sich bei allen Probanden und bei allen Wurfentfernungen (Abbildung 32). Die Mediane der Maxima der Summenleistungen über alle Probanden wandern für die Entfernungen D1, D2 und D3 näher an den Abwurf

heran (vgl. A-Tabelle 22). Die Mediane für Entfernung D4 entfernen sich wieder geringfügig vom Abwurfzeitpunkt. Die Zeitpunkte der Maxima der Leistungskurven für Ober- und Unterkörper unterscheiden sich für jede der 4 Wurfentfernungen jeweils signifikant ( $p < 0.001$ ). Bei getrennter Betrachtung der Gruppen der unerfahrenen und erfahrenen Werfer finden sich keine signifikanten Unterschiede.



**Abbildung 32: Zeitpunkte der Maxima der Summengenleistungen von Ober- und Unterkörper**  
Median und Quartile über alle Probanden der Mediane der Zeitpunkte der Maxima der Summenleistung von Knie- und Sprunggelenk für den Unterkörper und Ellbogen- und Handgelenk für den Oberkörper bei der Wurfausführung. Abwurf zum Zeitpunkt  $t_0 = 0$ .

In einem weiteren Schritt wurden für jeden einzelnen Probanden die Summenleistungen von Ober- und Unterkörper mit den Werten der Entfernung D4 normiert. Insgesamt steigen die Maxima der Summenleistungen der oberen und unteren Extremität bei Vergrößerung der Wurfentfernung an (Abbildung 33). Die Summenleistung der unteren Extremität variiert mit steigender Wurfentfernung um insgesamt 70% und vergrößert sich von 30% für die Entfernung D1 auf 100% für die Entfernung D4 (vgl. A-Tabelle 23). Im Vergleich dazu vergrößert sich die Summenleistung der oberen Extremität mit steigender Wurfentfernung nur um 57%.



**Abbildung 33: Normierte Summenleistung bezüglich der verschiedenen Wurfentfernungen**

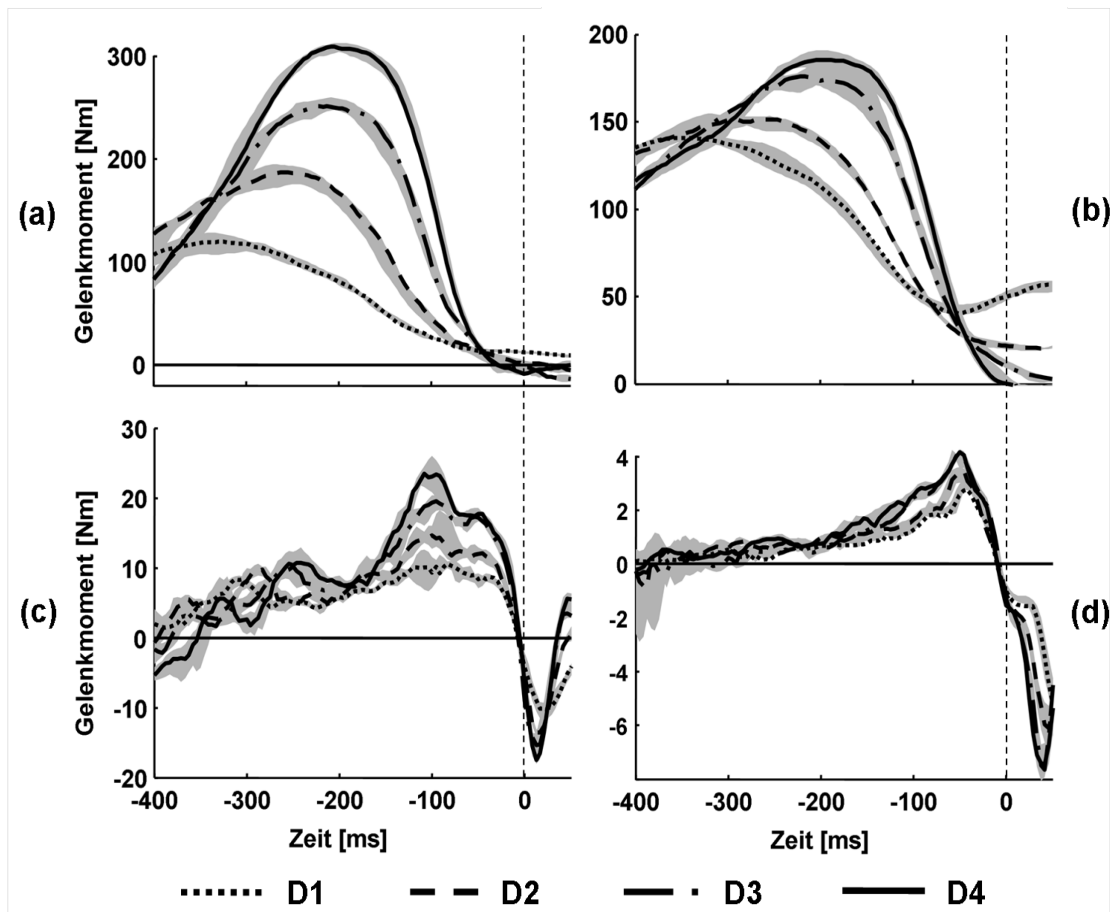
Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Mediane der normierten Summenleistung von Knie- und Sprunggelenk für den Unterkörper sowie von Ellbogen- und Handgelenk für den Oberkörper bezüglich der verschiedenen Wurfentfernungen. Die Summenleistungen wurden mit den Werten der größten Entfernung D4 normiert. Die dargestellten Signifikanzen beziehen sich auf die Zuwächse der Leistung für Ober- und Unterkörper aufgrund der vergrößerten Wurfentfernung.

Bezüglich der Zuwächse der Summenleistung für die obere und untere Extremität zeigte sich ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ (vgl. A-Tabelle 24). Bei den Post hoc Tests stellte sich heraus, dass sich die Ergebnisse der oberen und unteren Extremität für die verschiedenen Wurfentfernungen paarweise jeweils hoch signifikant unterschieden ( $p < 0.01$ ).

### 3.2.3. Gelenkmomente

Typische Verläufe der Nettogelenkmomente von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk sind am Beispiel eines Probanden in Abbildung 34 dargestellt. Die Momente von Knie- und Sprunggelenk stellen die Summe der Gelenkmomente von beiden Beinen dar. Bei allen Gelenken vergrößern sich mit zunehmender Wurfentfernung kontinuierlich die maximalen Gelenkmomente. Bei Knie- und Sprunggelenk (Abbildung 34 a, b) verschieben sich die Maxima der Gelenkmomente mit größer werdender Wurfentfernung zeitlich in Richtung Abwurf. Die absoluten Gelenkmomente der unteren Extremität sind deutlich größer als die der Gelenke des

Wurfarmes. Für den in Abbildung 34 dargestellten Probanden variiert das Moment des Kniegelenkes über die unterschiedlichen Wurfentfernungen von 120 Nm für die Entfernung D1 bis 309 Nm für Entfernung D4 und das des Sprunggelenkes von 140 Nm bis 185 Nm.



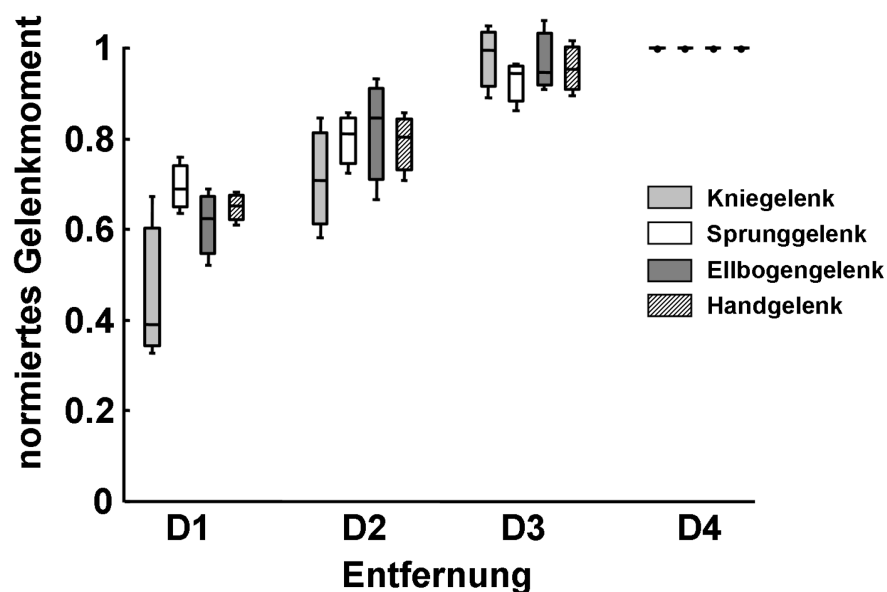
**Abbildung 34: Medianverläufe der Gelenkmomente**

Darstellung der Verläufe von Median (schwarze Linie) und Quartilen (grau schattiert) der Gelenkmomente von (a) Kniegelenk, (b) Sprunggelenk, (c) Ellbogengelenk und (d) Handgelenk einer Wurfserie eines Probanden für alle 4 Wurfentfernungen. Abwurf zum Zeitpunkt  $t_0 = 0$ .

Beim Ellenbogengelenk variieren die Momente von 10 Nm für die Entfernung D1 bis 23 Nm für die Entfernung D4 und beim Handgelenk entsprechend von 3 Nm bis 5 Nm. Die Größenordnungen der einzelnen Gelenkmomente sind repräsentativ für alle Probanden.

In Abbildung 35 sind die Mediane und Quartile der Mediane der maximalen Gelenkmomente von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk dargestellt. Für die

einzelnen Probanden wurden die Gelenkmomente auf die Werte der größten Entfernung D4 normiert. Mit zunehmender Wurfentfernung vergrößern sich die maximalen Gelenkmomente von allen Gelenken kontinuierlich. Die größte Zunahme der Gelenkmomente zeigt sich beim Kniegelenk mit etwa 61% bezogen auf die Ergebnisse der Entfernung D4 (vgl. A-Tabelle 25). Bei Sprung-, Ellenbogen- und Handgelenk variieren die Zunahmen der maximalen Gelenkmomente zwischen 31% und 38%. Zwischen den Wurfentfernungen D3 und D4 ist bei allen Gelenken die geringste Steigerung der maximalen Gelenkmomente zu beobachten.



**Abbildung 35: Einfluss der Wurfentfernung auf die maximalen Gelenkmomente**

Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Mediane der maximalen Gelenkmomente von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk der einzelnen Wurfserien für alle 4 Wurfentfernungen. Die Gelenkmomente wurden für die einzelnen Probanden auf die Werte der größten Entfernung D4 normiert.

Für die maximalen Momente der einzelnen Gelenke zeigte sich ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ (vgl. A-Tabelle 26). Die Post hoc Tests zeigten, dass die Steigerung des maximalen Momentes für alle Gelenke zwischen den Entfernungen D1, D2 und D3 jeweils höchst signifikant waren ( $p < 0.001$ ). Zwischen den Entfernungen D3 und D4 sind bei allen Gelenken die Zuwächse des maximalen Gelenkmomentes nicht mehr signifikant.

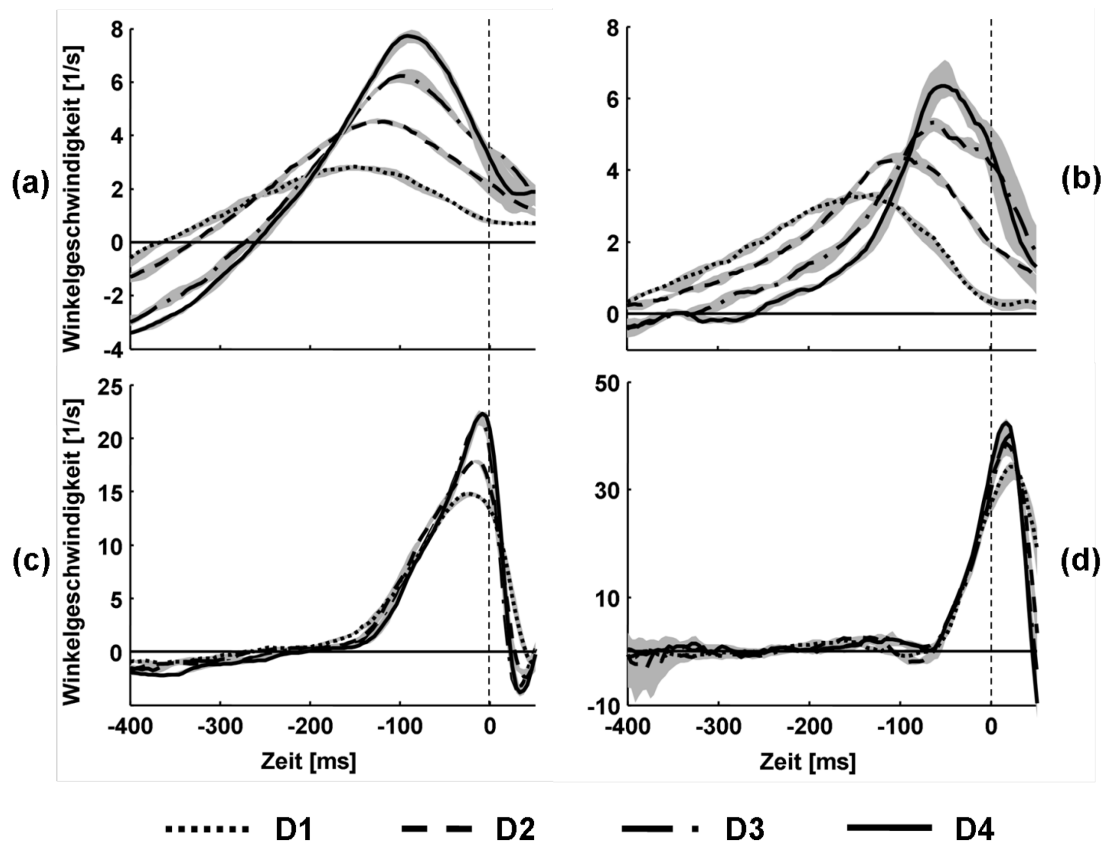
Beim Kniegelenk ergab sich als einziges ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurferfahrung“ (vgl. A-Tabelle 26). Bei paarweisen Vergleichen wurde festgestellt, dass die maximalen Kniemomente bei der Gruppe der erfahrenen Werfer bei den Wurfentfernungen D1 ( $p < 0.05$ ) und D2 ( $p < 0.01$ ) signifikant bzw. hoch signifikant geringer waren als die der unerfahrenen Werfer.

#### **3.2.4. Gelenkwinkelgeschwindigkeiten**

In Abbildung 36 sind die typischen Verläufe der Winkelgeschwindigkeiten von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk am Beispiel eines Probanden für alle Wurfentfernungen dargestellt. Die Maximalwerte der Winkelgeschwindigkeiten nehmen für jedes Gelenk mit steigender Wurfentfernung zu.

Die maximalen Winkelgeschwindigkeiten der Gelenke der oberen Extremität sind um ein Mehrfaches größer als die der Gelenke der unteren Extremität. Die höchsten Winkelgeschwindigkeiten werden am Handgelenk beobachtet.

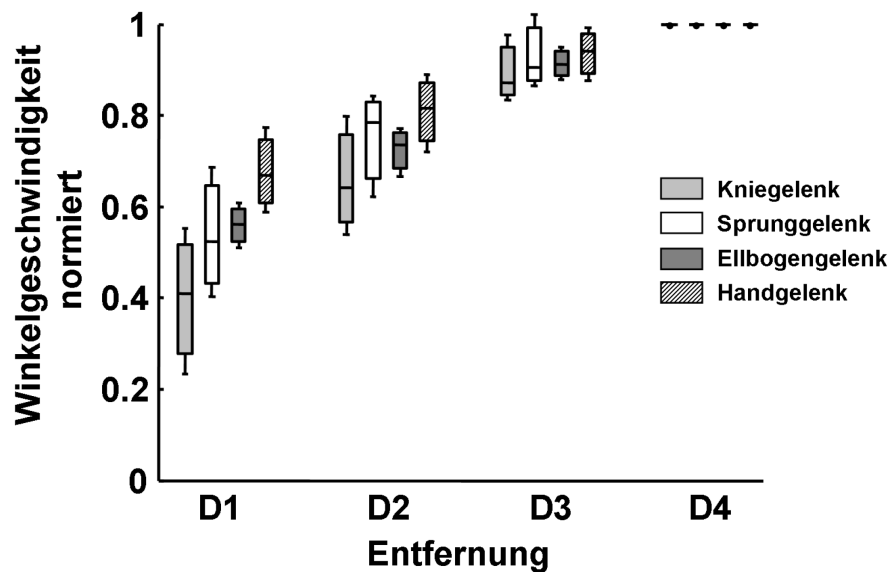




**Abbildung 36: Medianverläufe der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten**

Darstellung der Verläufe von Median (schwarze Linie) und Quartilen (grau schattiert) der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten von (a) Kniegelenk, (b) Sprunggelenk, (c) Ellbogengelenk und (d) Handgelenk einer Wurfserie eines Probanden auf alle 4 Wurfentfernungen. Abwurf zum Zeitpunkt  $t_0 = 0$ .

In Abbildung 37 sind die Mediane und Quartile der auf die Entfernung D4 normierten Mediane der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten dargestellt. Die größte Änderung bei steigender Wurfentfernung von D1 nach D4 zeigt sich beim Kniegelenk mit einer Zunahme der maximalen Winkelgeschwindigkeiten um insgesamt 59% (vgl. A-Tabelle 27). Bei Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk werden geringere Änderungen der maximalen Winkelgeschwindigkeiten bezüglich der steigenden Wurfentfernung beobachtet, wobei die geringste Änderung beim Handgelenk mit insgesamt 33% beobachtet wird im Vergleich zu 48% beim Sprunggelenk und 44% beim Ellbogengelenk.



**Abbildung 37: Einfluss der Wurfentfernung auf die maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten**

Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Mediane der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten von Knie-, Sprung-, Ellbogen- und Handgelenk der einzelnen Wurfserien für alle 4 Wurfentfernungen. Für jeden Probanden wurden die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten mit den Werten der größten Entfernung D4 normiert.

Für jedes Gelenk zeigte sich ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ (vgl. A-Tabelle 28). Bei Sprung-, Knie- und Handgelenk zeigte sich ebenfalls ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurferfahrung“.

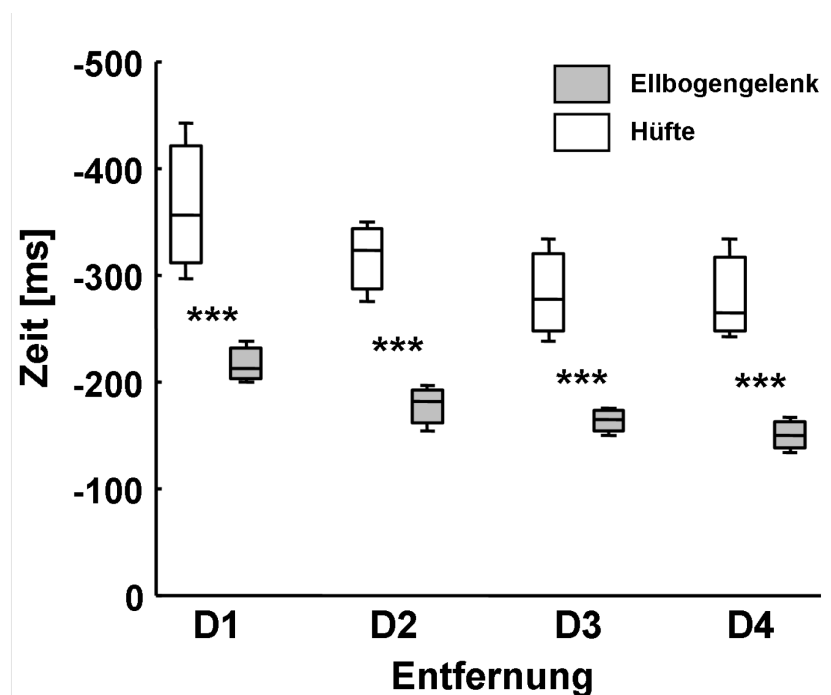
Die Post hoc Tests zeigten für das Ellbogen- und das Kniegelenk jeweils signifikante Änderungen der maximalen Winkelgeschwindigkeit zwischen den 4 Wurfentfernungen jeweils  $p < 0.001$ ). Für Sprung- und Handgelenk zeigten sich signifikante Änderungen der maximalen Winkelgeschwindigkeiten zwischen den Entfernungen D1, D2 und D3 ( $p < 0.001$ ), wobei zwischen den Entfernungen D3 und D4 die Änderungen nicht mehr signifikant sind.

Bei paarweisen Vergleichen bezüglich der Wurferfahrung zeigten sich beim Sprunggelenk für die Entfernungen D1 ( $p < 0.01$ ) und D2 ( $p < 0.05$ ) hoch signifikant bzw. signifikant höhere Winkelgeschwindigkeiten bei der Gruppe der unerfahrenen Werfer. Für das Kniegelenk sind die maximalen Winkelgeschwindigkeiten bei der Gruppe der unerfahrenen Werfer für die Entfernungen D1 ( $p < 0.01$ ), D2 ( $p < 0.001$ ) und D3 ( $p < 0.001$ ) hoch signifikant bzw. höchst signifikant höher als die der erfahrenen Werfer. Die maximalen Winkelgeschwindigkeiten des Handgelenkes sind dagegen für die

Entfernungen D1 ( $p < 0.01$ ) und D2 ( $p < 0.01$ ) bei der Gruppe der erfahrenen Werfer hoch signifikant größer als die der unerfahrenen Werfer.

### 3.2.5. Bewegungsaufakte der Teilkörperbewegungen

In Abbildung 38 sind die Mediane und Quartile über alle Probanden der Mediane der Zeitpunkte des Bewegungsaufaktes der Aufwärtsbewegung der Hüfte und der Streckung im Ellbogen des Wurfarmes dargestellt. Die Aufwärtsbewegung der Hüfte beginnt bei jeder der 4 Wurfentfernungen vor der Bewegung des Ellbogengelenkes. Die Zeitpunkte des Bewegungsaufaktes der oberen und unteren Extremität unterscheiden sich bei allen vier Wurfentfernungen jeweils höchst signifikant ( $p < 0.001$ ). Die Mediane der beiden Bewegungsaufakte rücken mit zunehmender Wurfentfernung jeweils näher an den Abwurf heran (vgl. A-Tabelle 29).



**Abbildung 38: Zeitpunkte der Bewegungsaufakte von Ober- und Unterkörper**

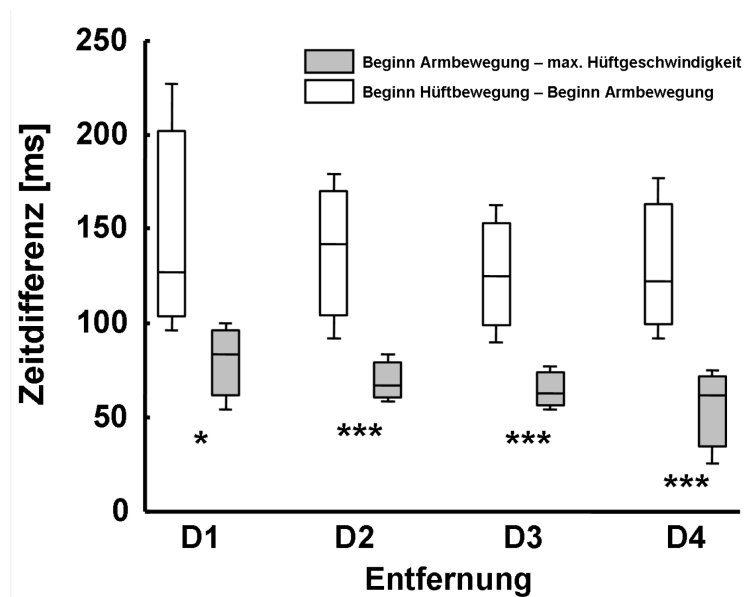
Median und Quartile über alle Probanden der Mediane der Zeitpunkte des Beginns der Aufwärtsbewegung der Hüfte und des Beginns der Streckung des Ellbogengelenkes für alle vier Wurfentfernungen.

Bei Gruppenvergleichen zeigte sich bei den Wurfentfernungen D1 ( $p < 0.001$ ) und D2 ( $p < 0.01$ ), dass die Zeitdifferenz des Beginns der Aufwärtsbewegung der Hüfte zum Abwurf bei den erfahrenen Werfern größer ist als bei den unerfahrenen Werfern. Für die Wurfentfernungen D1 ( $p < 0.05$ ), D2 ( $p < 0.01$ ) und D3 ( $p < 0.05$ ) ist die Zeitdifferenz vom Beginn der Streckung des Ellenbogengelenkes bis zum Abwurf bei den erfahrenen Werfern ebenfalls größer als bei den unerfahrenen Werfern.

#### **3.2.5.1. Zeitliche Einordnung des Beginns der Streckung des Wurfarmes**

Neben den Zeitpunkten des Beginns der vertikalen Hüftbewegung und des Beginns der Streckbewegung des Wurfarmes wurde dem Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit besondere Aufmerksamkeit gewidmet. Die Mediane und Quartile über alle Probanden der Mediane der Zeitdifferenz vom Beginn der Aufwärtsbewegung der Hüfte zum Beginn der Aktion des Wurfarmes und der Zeitdifferenz vom Beginn der Aktion des Wurfarmes bis zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit sind in Abbildung 39 dargestellt.

Die Zeitdifferenz zwischen Beginn der Hüftbewegung und des Zeitpunkts der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit ist für jede der 4 Wurfentfernungen größer als die Zeitdifferenz zwischen dem Beginn der Armbewegung und dem Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit (vgl. A-Tabelle 30). Für die Wurfentfernung D1 sind die beiden Zeitdifferenzen signifikant unterschiedlich - für die Wurfentfernungen D2, D3 und D4 jeweils höchstsignifikant unterschiedlich.



**Abbildung 39: Einordnung der Bewegungsaufakte**

Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Mediane der Zeitdifferenzen vom Beginn der vertikalen Hüftbewegung zum Beginn der Armstreckung und vom Beginn der Armstreckung zum Zeitpunkt der maximalen Hüftgeschwindigkeit.

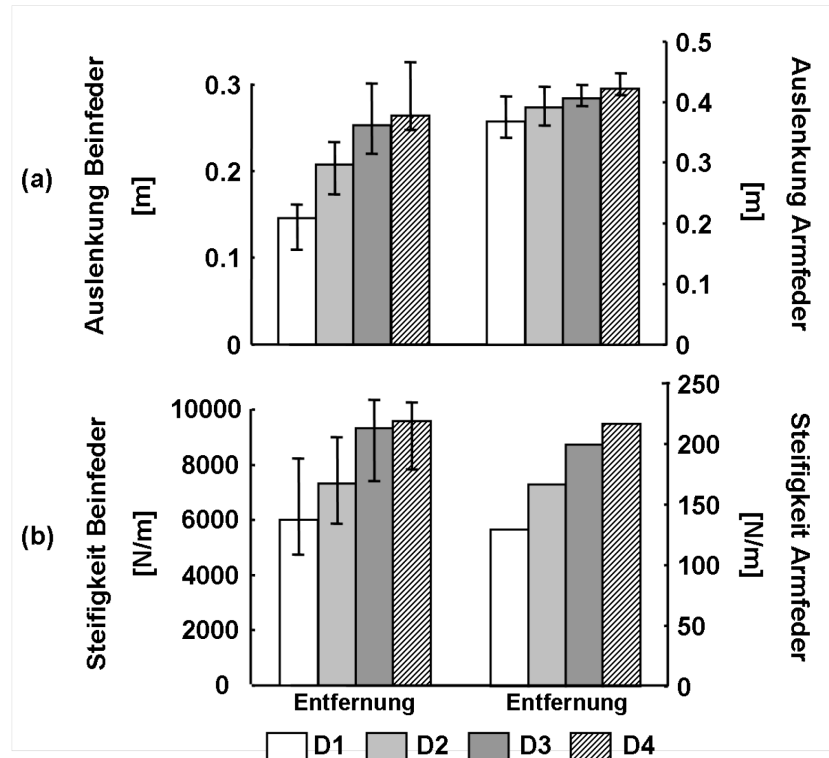
Vergleiche der Zeitdifferenzen zwischen den beiden Gruppen der erfahrenen und unerfahrenen Werfer brachten nur Unterschiede für die Entfernung D1. Hier lag der Beginn der Armbewegung bei den erfahrenen Wurfen signifikant ( $p < 0.05$ ) näher am Zeitpunkt des Maximums der vertikalen Hüftgeschwindigkeit. Bei den Wurfentfernungen D2, D3 und D4 gab es zwischen den Gruppen hingegen keine statistisch signifikanten Unterschiede.

### 3.3. Ergebnisse des Wurfmodells

#### 3.3.1. Steifigkeit und Bewegungsamplitude von Beinen und Wurfarm bei Probanden und Wurfmodell

Im Zusammenhang mit dem konstruierten Feder-Masse-Wurfmodell wurden die Beine und der Wurfarm der Probanden modellhaft als Federn betrachtet. Mit zunehmender Wurfweite wurden, sowohl für die Bein- als auch die Armfeder, steigende Auslenkungen der Federn festgestellt (Abbildung 40a). Die Auslenkung der Beinfeder vergrößert sich von der Entfernung D1 bis zur Entfernung D4 insgesamt um etwa 73%

(vgl. A-Tabelle 31). Dagegen zeigt die Auslenkung der Armfeder mit steigender Weite nur eine Vergrößerung der Auslenkung von etwa 14%.



**Abbildung 40: Steifigkeit und Auslenkung der Arm- und der Beinfeder**

Darstellung von Median und Quartilen der Mediane der ermittelten Federeigenschaften der Probanden für verschiedenen Wurfentfernungen.

- (a) links: Amplitude der Hüfte als Auslenkung der Beinfeder (L); rechts: Amplitude vom Hand- zum Schultermarker als Auslenkung der Armfeder (I);
- (b) links: ermittelte Steifigkeiten der Beinfeder (K); rechts: manuell ausgewählte Steifigkeiten der Armfeder (k);

Die ermittelten Steifigkeiten der Beinfeder und die durch Simulationen mit dem Wurfmodell gefundenen Steifigkeiten der Armfeder vergrößern sich mit größerer Wurfentfernung (Abbildung 40b). Von der Entfernung D1 bis zur Entfernung D4 nimmt die Steifigkeit der Beinfeder von ungefähr 6000 N/m auf 9500 N/m um etwa 60% zu (vgl. A-Tabelle 31). Die Steifigkeiten der Armfeder vergrößern sich mit zunehmender Wurfentfernung von 129 N/m für die Entfernung D1 bis 216 N/m für Entfernung D4 um insgesamt 67%.

Bei der Prüfung von Gruppenunterschieden bezüglich der Wurferfahrung zeigte sich, dass für die Entfernung D1 die Steifigkeit und die Auslenkung der Beinfeder bei den unerfahrenen Werfern höher war (Steifigkeit  $p < 0.01$ , Auslenkung  $p < 0.05$ ). Für die

restlichen Entfernungen wurden keine Unterschiede zwischen den beiden Gruppen bezüglich der Wurferfahrung gefunden.

Bei der Gruppe der erfahrenen Werfer waren die Auslenkungen der Armfeder für die Entfernungen D1 ( $p < 0.01$ ), D2 ( $p < 0.01$ ) und D3 ( $p < 0.05$ ) jeweils größer im Vergleich zu den unerfahrenen Werfern. Bei der Entfernung D4 wurden bezüglich dieses Parameters keine signifikanten Unterschiede mehr zwischen den beiden Gruppen gefunden.

Die hier dargestellte Änderung der Federeigenschaften spiegelt sich in Werten des Probanden wider, dessen Federeigenschaften als Eingangsparameter des Wurfmodells benutzt wurden.

### **3.3.2. Simulationsergebnisse des Wurfmodells**

#### **3.3.2.1. Sensitivitätsanalyse – Variation von Auslösezeitpunkt und Neigungswinkel der Armfeder**

Für die 4 Wurfentfernungen wurden mit dem Feder-Masse-Wurfmodell Simulationen ausgeführt, wobei der Neigungswinkel zur Horizontalen und der Auslösezeitpunkt der Armfeder systematisch variiert wurden. Es wurde untersucht, welche Auswirkungen die Parametervariationen auf die simulierte Wurfweite haben. Die Wurfweite wurde in diesem Zusammenhang als Maß für die Effektivität der Wurfbewegung genutzt. Nach den vorher getroffenen Annahmen, trifft jeder simulierte Wurf den Korb. Eine größere simulierte Wurfweite bedeutet nun, dass bei konstanten Federeigenschaften der Korb in einer größeren Entfernung getroffen werden könnte. Die Simulationsergebnisse wurden mit den bei den Probanden ermittelten Parametern verglichen (vgl. 2.7.1.2 Gleichung ( 53 ) und 2.4.2.2).

Im Folgenden wird mit „Hüftgeschwindigkeit des Modells“ die Geschwindigkeit des Körpersegmentes des Wurfmodells bezeichnet. Beim Probanden beschreibt die Hüftgeschwindigkeit die Geschwindigkeit des Mittelpunktes der beiden Hüftmarker.

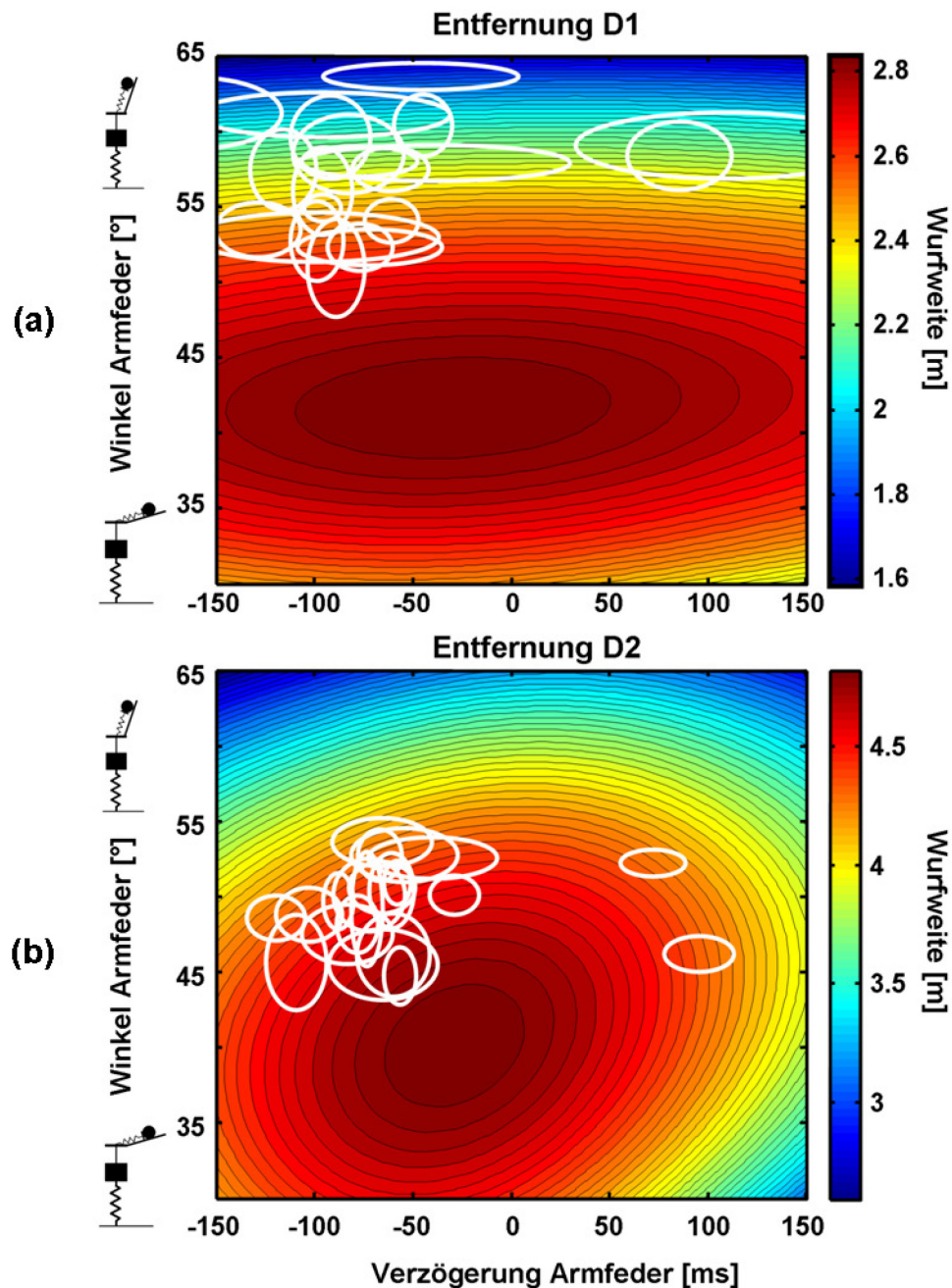
Bei der hier beschriebenen Sensitivitätsanalyse des Wurfmodells wurde die Verzögerung der Armfeder an der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit des Wurfmodells ausgerichtet. Eine negative Verzögerung bedeutet so zum Beispiel, dass der Auslösezeitpunkt der Armfeder vor dem Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit liegt.

In Abbildung 41 sind die Simulationsergebnisse der Wurfentfernungen (a) D1 und (b) D2 dargestellt. Die Mittelpunkte der eingezeichneten Ellipsen geben den Mittelwert der Verzögerung und der Neigung der Armfeder der einzelnen Probanden wieder. Die Ausdehnung in horizontaler und vertikaler Richtung zeigt jeweils die zweifache Standardabweichung des entsprechenden Parameters an.

Bei unveränderten Federeigenschaften erreicht das Modell bei einer Neigung der Armfeder von  $\beta = 41.9^\circ$  zur Horizontalen und einer Verzögerung der Armfeder von -34ms die größte Wurfweite (Abbildung 41a, vgl. Tabelle 9). Die Variationen des Auslösezeitpunktes beeinflussen die resultierende Wurfweite des Modells weniger als die Änderungen des Neigungswinkels zur Horizontalen.

Bei der Entfernung D1 sind bei den Probanden teilweise sehr große Variationen bei der Verzögerung der Armfeder und bei der Neigung der Armfeder zu sehen. Zwei der Probanden zeigen dabei positive Verzögerungszeiten, d.h. die Armaktion beginnt erst, nachdem die Hüfte ihre maximale vertikale Geschwindigkeit erreicht hat. Diese beiden Probanden gehörten der Gruppe der Fortgeschrittenen an und waren ebenfalls die beiden größten Probanden des Teilnehmerfeldes. Bei den übrigen Probanden begann die Aktion des Wurfarmes jeweils vor Erreichen der maximalen Hüftgeschwindigkeit.





**Abbildung 41: Variationen des Neigungswinkels und des Auslösezeitpunktes der Armfeder für die Wurfentfernungen D1 und D2**

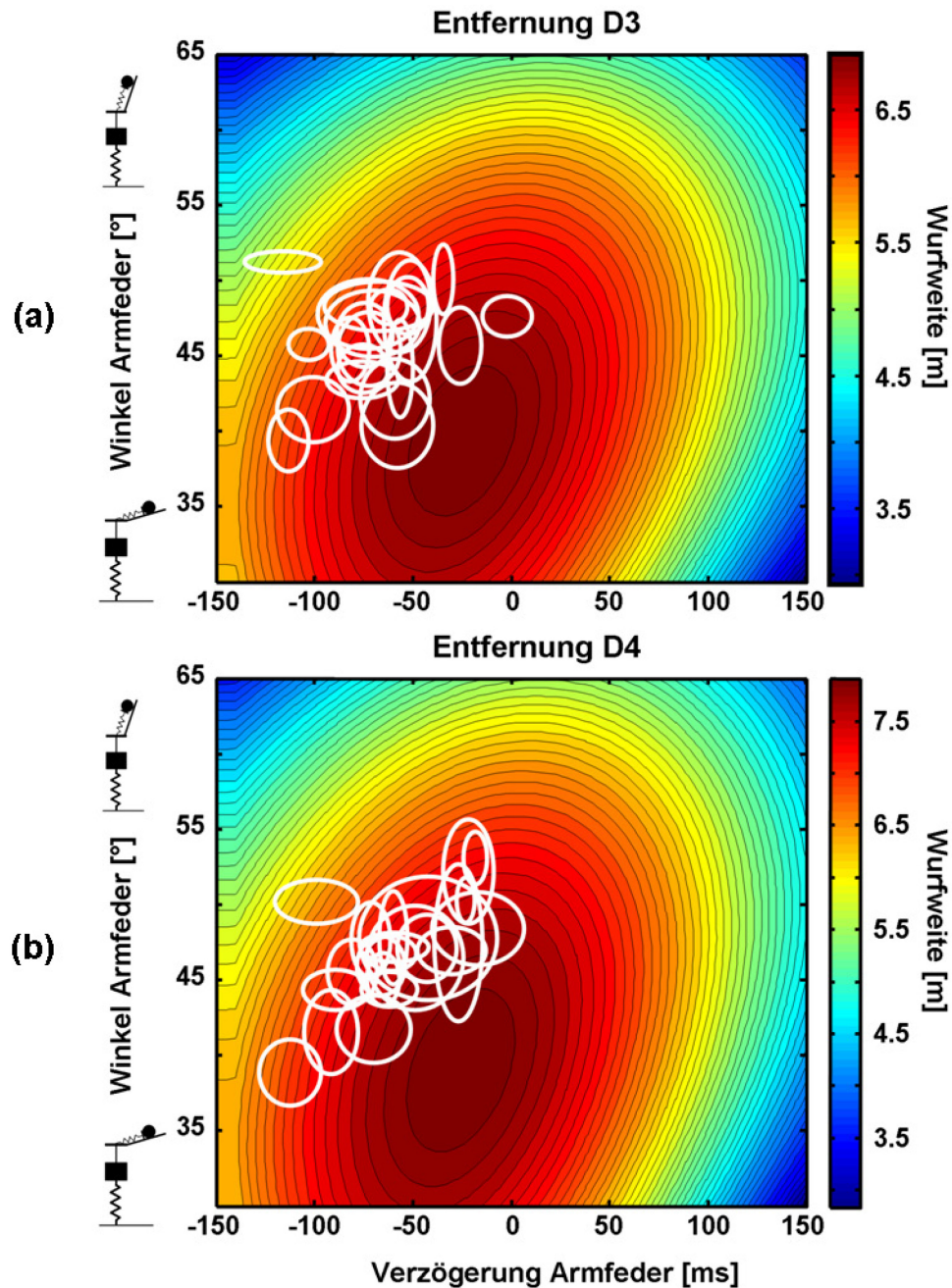
Darstellung der Ergebnisse der simulierten Wurfweiten für die Wurfentfernungen (a) D1 und (b) D2 in Abhängigkeit der Neigung der Armfeder des Modells und der Verzögerung der Aktion der Armfeder. Die Verzögerung der Armfeder ist am Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit ausgerichtet. Negative Verzögerung bedeutet Auslösung der Armfeder vor Erreichen der maximalen Hüftgeschwindigkeit. Die weißen Ellipsen zeigen Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung der Verzögerung der Auslösung der Armfeder und der Neigung  $\beta$  der Armfeder der einzelnen Probanden.

Die bei den Probanden ermittelten Werte der Neigung der Armfeder liegen  $5^{\circ}$ - $10^{\circ}$  über den Werten der optimalen Wurfweite des Modells.

Die Simulationsergebnisse der Entfernung D2 sind in Abbildung 41b dargestellt. Im Vergleich zu den Ergebnissen der Entfernung D2 zeigt die simulierte Wurfweite größere Variationen bezüglich einer Änderung des Auslösezeitpunktes der Armfeder. Vom Modell werden die größten Wurfweiten erreicht, wenn die Armfeder 32ms vor Erreichen der maximalen Hüftgeschwindigkeit ausgelöst wird und die Neigung bezüglich der Horizontalen  $40.1^{\circ}$  beträgt (vgl. Tabelle 9). Im Vergleich zu den Ergebnissen der Entfernung D1 ist bei der Entfernung D2 die Streuung zwischen den einzelnen Probanden geringer. Die eingezeichneten Ellipsen häufen sich bei einer Verzögerung der Armfeder von ungefähr -75ms und bei einer Neigung von  $50^{\circ}$  zur Horizontalen. Wiederum wurden bei zwei Probanden positive Verzögerungen der Armfeder beobachtet. Es handelt sich dabei um dieselben Probanden wie bei Entfernung D1.

Bei den Simulationsergebnissen der Entfernungen D3 und D4 (Abbildung 42) vergrößern sich die Variationen der resultierenden Wurfweite bei einer Veränderung des Auslösezeitpunktes der Armfeder. Bei diesen beiden Entfernungen bedeuten die waagerechten Höhenlinien am äußersten linken Bildrand, dass die Armfeder vor der Beinfeder ausgelöst wird. Die maximale Hüftgeschwindigkeit des Modells wird hier bei einer Simulationszeit von unter 150ms erreicht, wodurch sich bei diesen extremen Verzögerungen der Armfeder eine Umkehrung der Auslösereihenfolge der beiden Federn ergibt.

Bei Entfernung D3 wird die größte Wurfweite wiederum bei einer Auslösung der Armfeder 29ms vor Erreichen der größten vertikalen Hüftgeschwindigkeit und einer Neigung der Armfeder von  $39.5^{\circ}$  zur Horizontalen erreicht (vgl. Tabelle 9). Bei Entfernung D4 ergibt sich die größte Wurfweite bei einer Verzögerung der Armfeder von -31ms und einer Neigung der Armfeder von  $38.9^{\circ}$ . Die eingezeichneten Ellipsen der Probandendaten rücken mit zunehmender Wurfentfernung immer weiter zusammen. Die Probanden zeigen im Mittel frühere Auslösezeitpunkte der Armfeder und größere Neigungswinkel zur Horizontalen, als das Wurfmodell für besonders große Wurfweiten voraussagt.



**Abbildung 42: Variationen des Neigungswinkels und des Auslösezeitpunktes der Armfeder für die Wurfentfernungen D3 und D4**

Darstellung der Ergebnisse der simulierten Wurfweiten für die Wurfentfernungen (a) D3 und (b) D4 in Abhängigkeit der Neigung der Armfeder des Modells und der Verzögerung der Aktion der Armfeder. Die Verzögerung der Armfeder ist am Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit ausgerichtet. Negative Verzögerung bedeutet Auslösung der Armfeder vor Erreichen der maximalen Hüftgeschwindigkeit. Die weißen Ellipsen zeigen Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung der Verzögerung der Auslösung der Armfeder und der Neigung  $\beta$  der Armfeder der einzelnen Probanden.

In Tabelle 9 sind die Werte für den Neigungswinkel der Armfeder zur Horizontalen und der Verzögerung des Auslösezeitpunktes für eine maximale Wurfweite des Modells zusammengefasst. Insgesamt zeigen sich bei den Simulationen bei allen 4 Entfernungen die größten Wurfweiten, wenn die Armfeder vor Erreichen der maximalen Hüftgeschwindigkeit ausgelöst wird.

**Tabelle 9: Verzögerung und Neigungswinkel der Armfeder des Wurfmodells für eine Maximierung der Wurfweite.**

Entfernung	Verzögerung Armfeder [ms]	Neigungswinkel Armfeder [°]
D1	-34	41.9
D2	-32	40.1
D3	-29	39.5
D4	-31	38.9

Für die Wurfentfernungen D1, D2 und D3 verschiebt sich der Beginn der Armaktion näher an den Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit. Die Verzögerung der Entfernung D4 entfernt sich wieder um 2ms vom Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit. Die Auslösezeitpunkte der Armfeder variieren zwischen den unterschiedlichen Wurfentfernungen nur um insgesamt 5ms. Die optimalen Auslösezeitpunkte der Armfeder liegen zwischen 99.6% der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit für Entfernung D1 und 97.7% für Entfernung D4 (D1: 99.6%; D2: 99%; D3: 98.8%; D4: 97.7%).

Der Neigungswinkel der Armfeder für eine optimale Wurfweite verringert sich stetig über die zunehmenden Wurfentfernungen von 41.9° auf 38.9°. Die bei den Probanden ermittelten, mittleren Neigungswinkel der Armfeder sind im Durchschnitt größer als die Neigungswinkel für eine Maximierung der Wurfweite.

Ebenfalls wurde bei den Probanden im Mittel ein früherer Zeitpunkt des Beginns der Streckung des Wurfarmes beobachtet, als es das Modell für eine möglichst große Wurfweite voraussagt.

### **3.3.2.2. Verhalten des Wurfmodells bei unterschiedlicher Koordination der Teilkörperbewegungen**

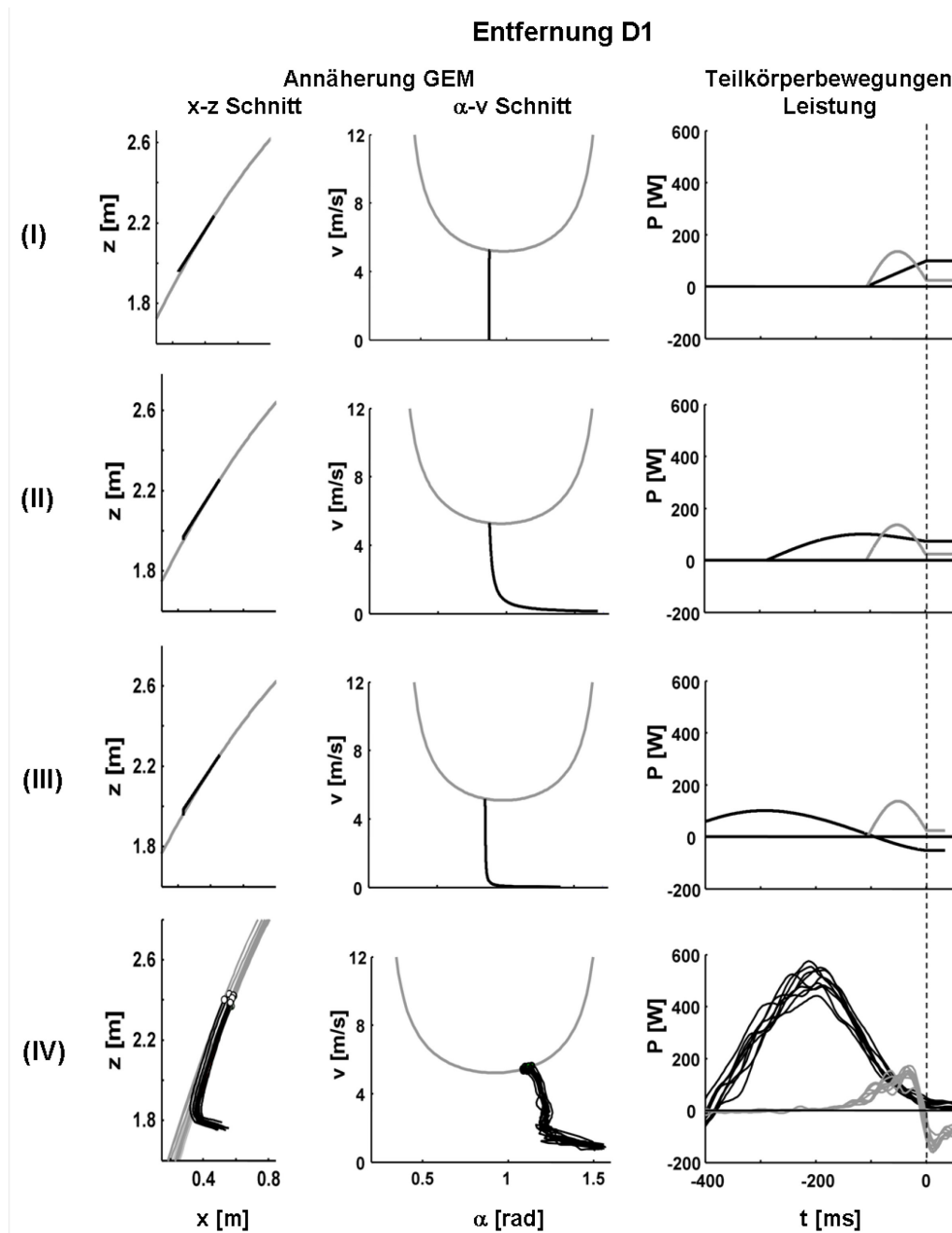
Für die verschiedenen Wurfentfernungen wurden Simulationen durchgeführt, bei denen die Armfeder zu 3 verschiedenen, charakteristischen Zeitpunkten der Bewegung ausgelöst wurde. Es wurden die Annäherung der Ballmittelpunktstrajektorie an die GEM im Schnitt der x-z Ebene und der  $\alpha$ -v Ebene sowie auf die Leistungsverläufe der beiden Federn untersucht. Die Simulationsergebnisse wurden mit den Ergebnissen des Probanden verglichen, an dessen Beispiel die Federeigenschaften des Modells ermittelt wurden (vgl. Tabelle 7).

Bei der Darstellung der Ergebnisse werden folgende Abkürzungen zur Unterscheidung der verschiedenen Situationen benutzt:

- I - Auslöseverzögerung 1 des Wurfmodells; die Armfeder wird ohne Verzögerung simultan mit der Beinfeder ausgelöst.
- II - Auslöseverzögerung 2 des Wurfmodells; die Armfeder wird zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Geschwindigkeit der Beinfeder ausgelöst.
- III - Auslöseverzögerung 3 des Wurfmodells; die Armfeder wird zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr der Beinfeder ausgelöst. Die Beinfeder hat hier ihre maximale Länge erreicht und beginnt sich wieder zu verkürzen.
- IV - Vergleichende Darstellung gemessener Ergebnisse eines Probanden

Die Simulationsergebnisse für Entfernung D1 sind in Abbildung 43 dargestellt. Bei allen 3 Verzögerungsvarianten nähert sich, anders als bei den Probanden beobachtet, die Balltrajektorie in der x-z Ebene der späteren Flugtrajektorie von oberhalb an. Übereinstimmend zeigt sich, dass bei den Messungen und den Simulationen der Ball in der x-z Ebene hauptsächlich entlang seiner späteren Flugbahn beschleunigt wird. Im  $\alpha$ -v Schnitt durch die GEM sieht man, dass der Ball in nahezu konstantem Winkel zur Horizontalen beschleunigt wird. Zwischen Modell und Proband zeigen sich hier im Verlauf der Balltrajektorien gute Übereinstimmungen, wobei der Abwurfwinkel bei den Simulationen um etwa 12° geringer ist (vgl. Tabelle 10). Beim Modell ergeben sich für die Leistung der Beinfeder deutlich geringere Maximalwerte im Vergleich zur Summenleistung der unteren Extremität des Probanden. Die maximale mittlere Leistung

beim Probanden beträgt 504W. Beim Modell variiert die maximale Leistung der Beinfeder zwischen 98W und 100W. Die maximalen Leistungen der Armfeder des Modells liegen mit 135-136W in derselben Größenordnung wie die mittlere Summenleistung der oberen Extremität des Probanden mit 140W.



**Abbildung 43: Simulationsergebnisse der Wurfentfernung D1**

Gegenüberstellung von Simulationsergebnissen des Wurfmodells bei unterschiedlichen Auslösezeitpunkten der Armfeder und den Ergebnissen einer Wurfserie eines repräsentativen Probanden auf die Entfernung D1.

Linke Spalte – Annäherung der Balltrajektorie (schwarz) an den x-z Schnitt (grau) durch die GEM.

Mittlere Spalte – Annäherung der Balltrajektorie (schwarz) an den  $\alpha$ -v Schnitt (grau) durch die GEM.

Rechte Spalte – Darstellung des Leistungsverlaufes der Summenleistung der unteren Extremität (schwarz) und der Summenleistung der oberen Extremität (grau).

(I) Simultane Auslösung von Arm- und Beinfeder; keine Verzögerung

(II) Auslösung der Armfeder zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit.

(III) Auslösung der Armfeder zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr der Beinfeder.

(IV) Gemessene Ergebnisse einer Wurfserie eines Probanden.

Tabelle 10: Ergebnisparameter der Wurfsimulationen auf die Entfernung D1

	$v_{H\ddot{u}fte, max}$ [m/s]	$x_{max}$ [m]	$\alpha_0$ [°]	$v_0$ [m/s]	$z_0$ [m]	$P_{max, Bein}$ [W]	$P_{max, Arm}$ [W]
(I)	0.12	2.59	51.8	5.23	2.23	98	135
(II)	0.13	2.67	51.7	5.29	2.25	100	136
(III)	0.13	2.60	50.6	5.19	2.25	100	137
(IV) (MW+-Stabw)	$0.7 \pm 0.06$	2.67	$63.6 \pm 0.87$	$5.51 \pm 0.1$	$2.40 \pm 0.02$	$504 \pm 37$	$140 \pm 29$

$v_{H\ddot{u}fte, max}$  – maximale vertikale Hüftgeschwindigkeit;  $x_{max}$  – maximale Wurfweite;  $\alpha_0$  – Abwurfwinkel;  $v_0$  – Abwurfgeschwindigkeit;

Die maximale vertikale Hüftgeschwindigkeit ist bei den Simulationen mit  $0.12 \frac{m}{s}$  -  $0.13 \frac{m}{s}$  deutlich geringer als die gemessenen  $0.7 \frac{m}{s}$  des Probanden (vgl. Tabelle 10). Die Abwurfhöhe des Balles ist bei den Simulationen etwa jeweils 0.15m geringer. Die größte Wurfweite und die größte Abwurfgeschwindigkeit erhält man bei den Simulationen für Verzögerung II. Mit späterer Auslösung der Armfeder zeigt sich kontinuierlich eine Verringerung des Abwurfwinkels des Balles.

Bei den Simulationen für die Entfernung D2 nähert sich in der x-z Ebene bei Verzögerung I die Balltrajektorie der späteren Flugtrajektorie von oben (Abbildung 44). Bei den Verzögerungsvarianten II nähert sich dagegen, vergleichbar mit der gemessenen Situation, die Balltrajektorie von unten. Ein ähnliches Bild zeigt sich bei der Verzögerung III, wobei hier die Balltrajektorie nach einer Aufwärtsbewegung hauptsächlich entlang der extrapolierten Flugtrajektorie verläuft.

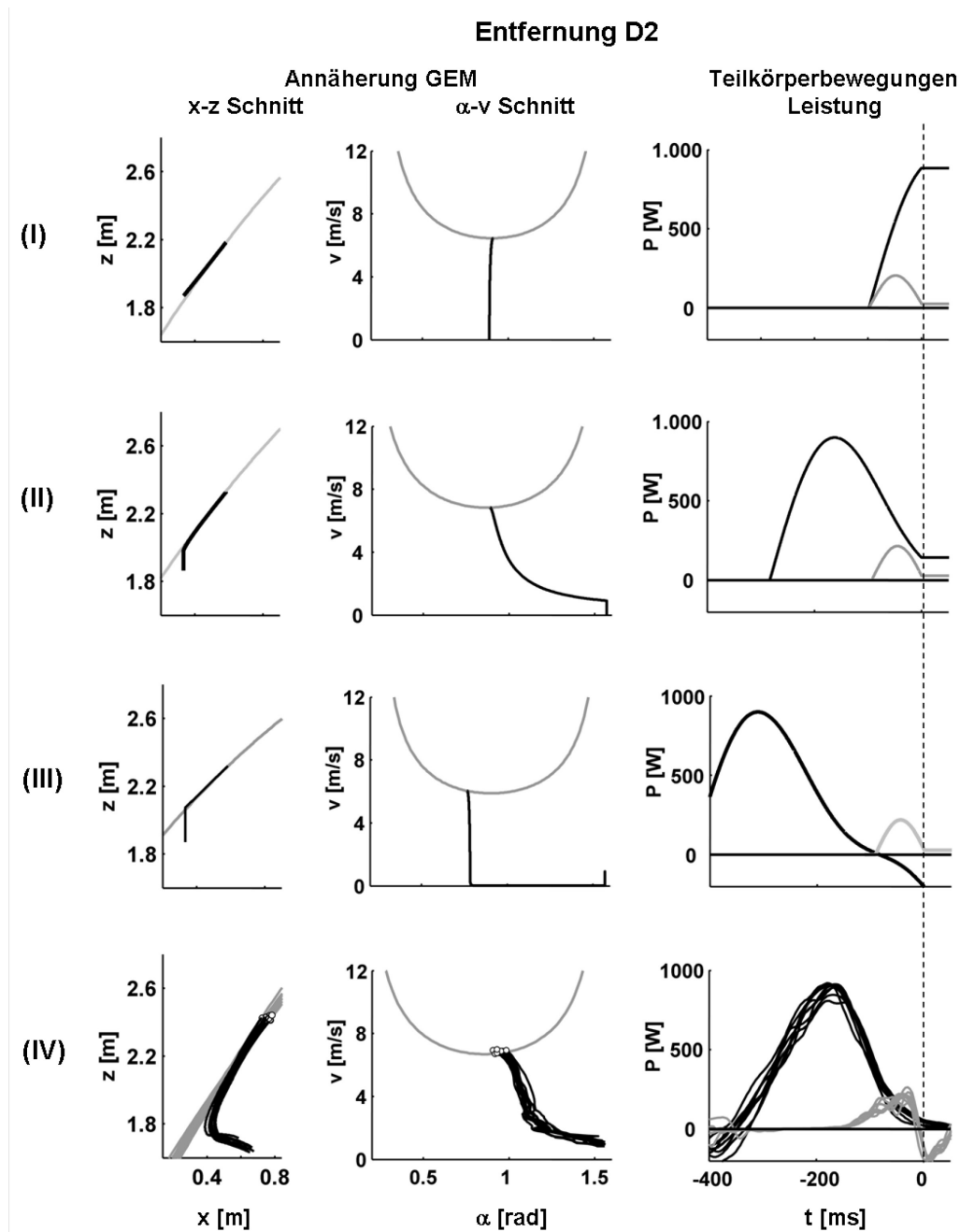
Bei Verzögerungsvariante II zeigt der simulierte Verlauf der Balltrajektorie in der  $\alpha$ -v Ebene gute Übereinstimmung mit dem gemessenen Verhalten. Bei den Verzögerungen I und III gibt es deutliche Unterschiede zum gemessenen Verlauf, da hier der Ball nahezu über den gesamten Geschwindigkeitsbereich mit einem annähernd konstanten Winkel zur Horizontalen beschleunigt wird.

Hinsichtlich der Größenordnungen und der Verläufe der Summenleistung von oberer und unterer Extremität gibt es zwischen Modell und Proband gute Übereinstimmungen. Bei der Verzögerung II gibt das Modell die gemessenen Leistungsverläufe der oberen



und unteren Extremität sehr gut wieder. Die Leistungskurve der Armfeder steigt an, nachdem die Leistung der Beinfeder nach Erreichen ihres Maximums wieder auf etwa die Hälfte des Maximalwertes abgesunken ist. Bei Verzögerung I zeigt sich zwischen dem Anstieg der Leistung von Armfeder und Beinfeder kein zeitlicher Versatz. Bei Verzögerungsvariante III steigt die Leistung der Armfeder erst beim Nulldurchgang der Leistung der Beinfeder an, wodurch beide Kurven sich so gut wie nicht überlappen.

Die Maximalwerte der Leistungen von Arm- und Beinfeder unterscheiden sich nur gering von den gemessenen mittleren Maximalwerten der Summenleistung von oberer und unterer Extremität des Probanden. Beim Modell variiert die maximale Leistung der Beinfeder zwischen 884W und 899W im Vergleich zu einer gemessenen, mittleren maximalen Summenleistung von 885W beim Probanden (vgl. Tabelle 11). Bei der Armfeder variiert die maximale Leistung durch die unterschiedlichen Auslösezeitpunkte zwischen 205W und 219W. Als mittlere maximale Leistung der oberen Extremität wurden beim Probanden 208W bestimmt.



**Abbildung 44: Simulationsergebnisse der Wurfentfernung D2**

Gegenüberstellung von Simulationsergebnissen des Wurfmodells bei unterschiedlichen Auslösezeitpunkten der Armfeder und den Ergebnissen einer Wurfserie eines repräsentativen Probanden auf die Entfernung D2.

Linke Spalte – Annäherung der Balltrajektorie (schwarz) an den x-z Schnitt (grau) durch die GEM.

Mittlere Spalte – Annäherung der Balltrajektorie (schwarz) an den  $\alpha$ -v Schnitt (grau) durch die GEM.

Rechte Spalte – Darstellung des Leistungsverlaufes der Summenleistung der unteren Extremität (schwarz) und der Summenleistung der oberen Extremität (grau).

(I) Simultane Auslösung von Arm- und Beinfeder; keine Verzögerung

(II) Auslösung der Armfeder zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit.

(III) Auslösung der Armfeder zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr der Beinfeder.

(IV) Gemessene Ergebnisse einer Wurfserie eines Probanden.

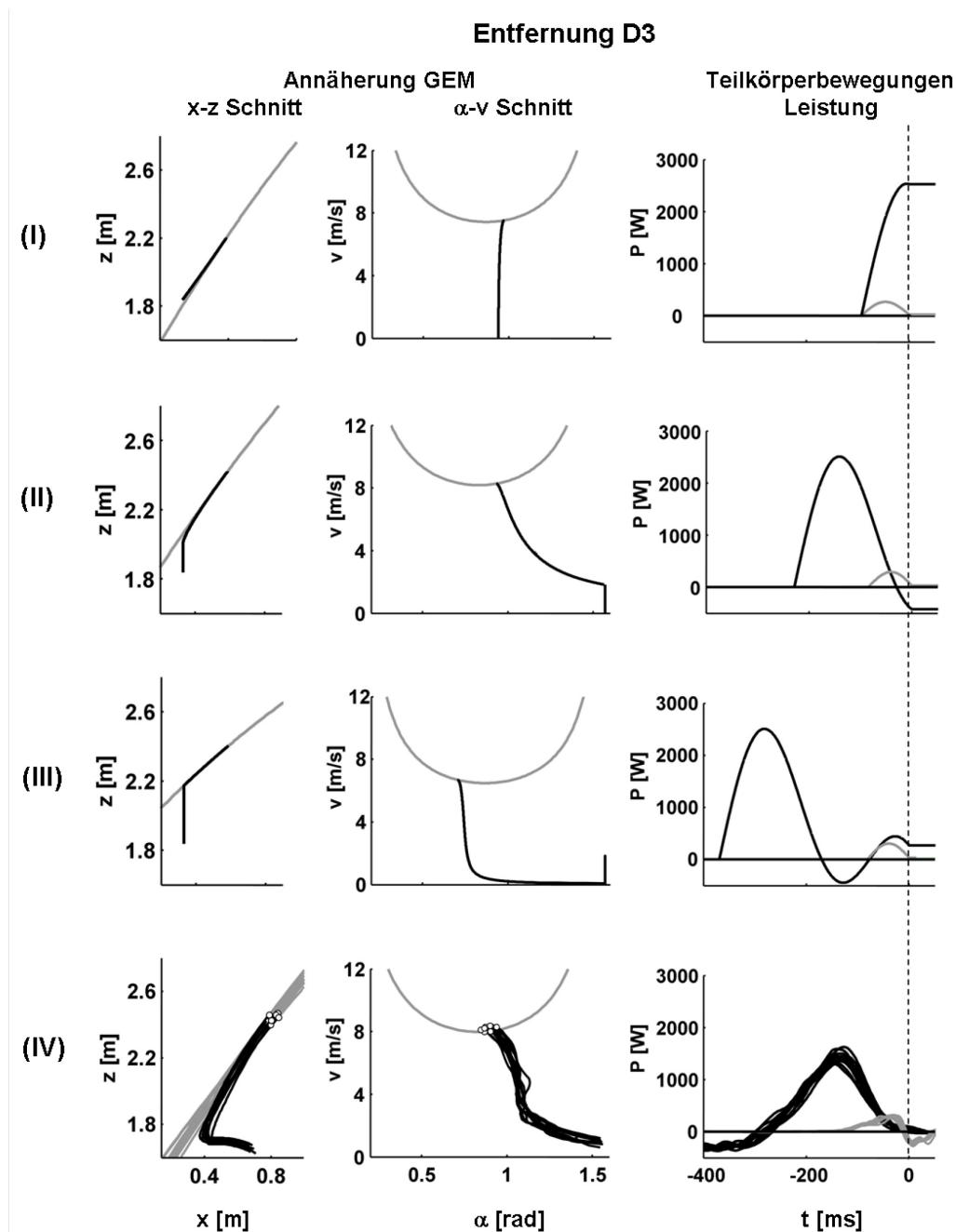
Tabelle 11: Ergebnisparameter der Wurfsimulationen auf die Entfernung D2

	$v_{H\ddot{u}fte, max}$ [m/s]	$x_{max}$ [m]	$\alpha_0$ [°]	$v_0$ [m/s]	$z_0$ [m]	$P_{max, Bein}$ [W]	$P_{max, Arm}$ [W]
(I)	0.73	4.00	52.4	6.45	2.18	884	205
(II)	0.92	4.69	51.9	6.89	2.32	899	214
(III)	0.92	3.93	45.0	6.20	2.32	899	219
(IV) (MW+-Stabw)	1.09±0.05	4.69	53.8±1.21	6.87±0.08	2.42±0.01	885±38	208±29

$v_{H\ddot{u}fte, max}$  – maximale vertikale Hüftgeschwindigkeit;  $x_{max}$  – maximale Wurfweite;  $\alpha_0$  – Abwurfwinkel;  $v_0$  – Abwurfgeschwindigkeit;

Hinsichtlich der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit zeigen sich ebenfalls gute Übereinstimmungen. Beim Modell variieren die Werte über die unterschiedlichen Verzögerungen von  $0.73 \frac{m}{s}$  bis  $0.92 \frac{m}{s}$  im Vergleich zu einer gemessenen, mittleren maximalen Hüftgeschwindigkeit von  $1.09 \frac{m}{s}$  (vgl. Tabelle 11). Für die Wurfweite und die Abwurfgeschwindigkeit des Balles ergeben sich bei den Simulationen mit Verzögerung II jeweils die größten Werte. Mit späterer Auslösung der Armfeder verringert sich der Abwurfwinkel des Modells von  $52.4^\circ$  auf  $45^\circ$ . Die Abwurfhöhen des Balles variieren von 2.18m bei Verzögerung I bis 2.32m bei Verzögerung II und III. Sie sind damit jeweils um etwa 0.1m geringer als die gemessene mittlere Abwurfhöhe von 2.42m.

Zwischen den Simulationsergebnissen der Wurfentfernungen D2, D3 und D4 zeigen sich bei der Annäherung der Trajektorien in der x-z Ebene und der  $\alpha$ -v Ebene in den Trajektorienverläufen qualitativ keine Unterschiede (Abbildung 45 u. Abbildung 46). Bei Verzögerung I erfolgt die Annäherung der extrapolierten Flugtrajektorie jeweils von oben. Bei Verzögerungsvariante II zeigt sich jeweils eine Annäherung von unten an die Flugtrajektorie. Bei Verzögerung III verläuft die Balltrajektorie in der x-z Ebene jeweils nach einer ausschließlichen Vertikalbewegung mit einer scharfen Richtungsänderung entlang der späteren Flugtrajektorie. Ähnliche Übereinstimmungen gibt es qualitativ auch bei der Annäherung der Trajektorien in der  $\alpha$ -v Ebene zwischen den Simulationen der Entfernungen D2, D3 und D4.



**Abbildung 45: Simulationsergebnisse der Wurfentfernung D3**

Gegenüberstellung von Simulationsergebnissen des Wurfmodells bei unterschiedlichen Auslösezeitpunkten der Armfeder und den Ergebnissen einer Wurfserie eines repräsentativen Probanden auf die Entfernung D3.

Linke Spalte – Annäherung der Balltrajektorie (schwarz) an den x-z Schnitt (grau) durch die GEM.

Mittlere Spalte – Annäherung der Balltrajektorie (schwarz) an den  $\alpha$ -v Schnitt (grau) durch die GEM.

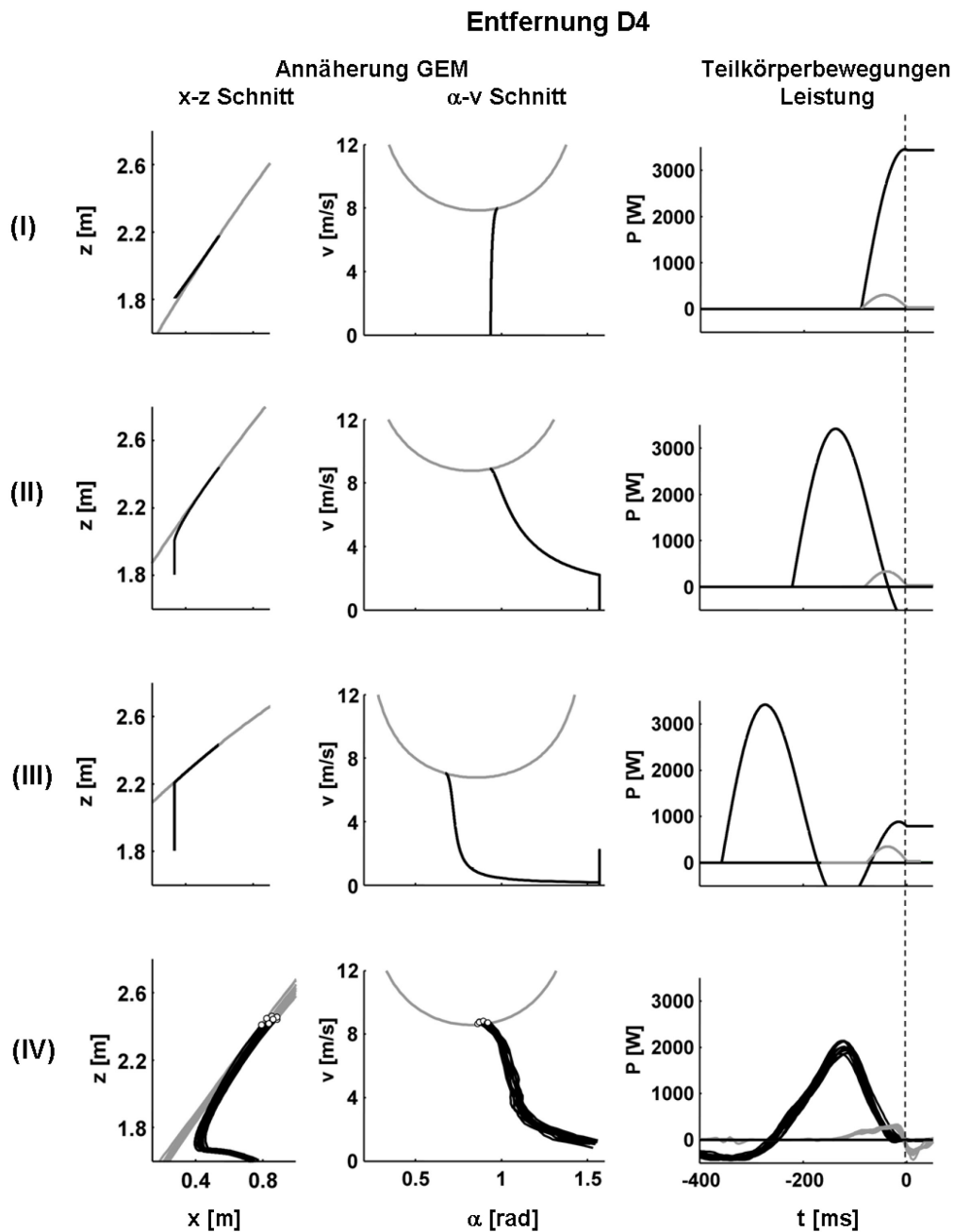
Rechte Spalte – Darstellung des Leistungsverlaufes der Summenleistung der unteren Extremität (schwarz) und der Summenleistung der oberen Extremität (grau).

(I) Simultane Auslösung von Arm- und Beinfeder; keine Verzögerung

(II) Auslösung der Armfeder zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit.

(III) Auslösung der Armfeder zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr der Beinfeder.

(IV) Gemessene Ergebnisse einer Wurfserie eines Probanden.



**Abbildung 46: Simulationsergebnisse der Wurfentfernung D4**

Gegenüberstellung von Simulationsergebnissen des Wurfmodells bei unterschiedlichen Auslösezeitpunkten der Armfeder und den Ergebnissen einer Wurfserie eines repräsentativen Probanden auf die Entfernung D4.

Linke Spalte – Annäherung der Balltrajektorie (schwarz) an den x-z Schnitt (grau) durch die GEM.

Mittlere Spalte – Annäherung der Balltrajektorie (schwarz) an den  $\alpha$ -v Schnitt (grau) durch die GEM.

Rechte Spalte – Darstellung des Leistungsverlaufes der Summenleistung der unteren Extremität (schwarz) und der Summenleistung der oberen Extremität (grau).

(I) Simultane Auslösung von Arm- und Beinfeder; keine Verzögerung

(II) Auslösung der Armfeder zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit.

(III) Auslösung der Armfeder zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr der Beinfeder.

(IV) Gemessene Ergebnisse einer Wurfserie eines Probanden.

Bei der Verzögerungsvariante I läuft die Balltrajektorie in der  $\alpha - v$  Ebene nahezu senkrecht auf die extrapolierte Flugtrajektorie zu. Der Verlauf der Balltrajektorie bei Verzögerung II ähnelt bei den Wurfentfernungen D2, D3 und D4 am Ehesten dem beim Probanden gemessenen Verlauf. Der Trajektorienverlauf zeigt jeweils eine charakteristische Rechtsbiegung beim Zulauf auf die spätere Flugtrajektorie. Bei Verzögerung III ist diese Rechtsbiegung fast rechtwinklig ausgeprägt. Nach einer anfänglich ausschließlichen Vertikalbewegung läuft die Balltrajektorie nach einer schnellen Änderung des Winkels zur Horizontalen im untersten Geschwindigkeitsbereich mit fast konstantem Richtungswinkel auf die Flugtrajektorie zu. Insgesamt besitzt der Beschleunigungsweg des Balles bei den Verzögerungsvarianten I und III jeweils eine nahezu konstante Neigung zur Horizontalen.

Die Leistungskurven der Arm- und Beinfeder des Modells zeigen für die Entfernungen D3 und D4 bei den Verzögerungsvarianten I und II qualitativ dasselbe Verhalten, wie es schon bei den Ergebnissen der Entfernung D2 zu sehen war. Bei den Entfernungen D3 und D4 bei Verzögerung III ist beim Leistungsverlauf der Beinfeder eine zusätzliche Schwingung am Ende der Simulation zu sehen. Die bei den Probanden beobachtete teilweise Überlappung der beiden Leistungskurven von oberer und unterer Extremität zeigt sich jeweils bei den Simulationen mit Verzögerung II.

Beim Modell sind die Maximalwerte der Beinfederleistung bei den Entfernungen D3 und D4 bei allen Verzögerungsvarianten deutlich größer als die beim Probanden ermittelten Werte. Bei der Entfernung D3 ergaben sich als Maximalwert bei der Verzögerung I 2536W und für die Verzögerungen II und III jeweils 2507W, wogegen beim Probanden eine mittlere maximale Summenleistung der unteren Extremität von 1427W ermittelt wurde (vgl. Tabelle 12). Für die Entfernung D4 ergaben sich maximale Summenleistungen von 3452W für Verzögerung I und 3419W für Verzögerung II und III gegenüber gemessenen 1982W (vgl. Tabelle 13).

**Tabelle 12: Ergebnisparameter der Wurfsimulationen auf die Entfernung D3**

	$v_{H\ddot{u}fte, max}$ [m/s]	$x_{max}$ [m]	$\alpha_0$ [°]	$v_0$ [m/s]	$z_0$ [m]	$P_{max, Bein}$ [W]	$P_{max, Arm}$ [W]
(I)	1.55	5.27	56.0	7.53	2.20	2536	269
(II)	1.81	6.73	53.7	8.29	2.41	2507	292
(III)	1.81	4.72	41.2	6.79	2.41	2507	306
(IV) (MW+-Stabw)	1.42±0.06	6.73	51.3±1.49	8.18±0.12	2.44±0.02	1427±102	285±19

$v_{H\ddot{u}fte, max}$  – maximale vertikale Hüftgeschwindigkeit;  $x_{max}$  – maximale Wurfweite;  $\alpha_0$  – Abwurfwinkel;  $v_0$  – Abwurfgeschwindigkeit;

Geringere Abweichungen von der gemessenen, mittleren maximalen Summenleistung der oberen Extremität gab es bei den Maximalwerten der Armfederleistungen. Für die Entfernung D3 steigen die maximalen Armfederleistungen mit späterer Auslösung der Armfeder von 269W auf 306W (vgl. Tabelle 12). Dem gegenüber steht eine gemessene, mittlere maximal Summenleistung von 285W beim Probanden. Für die Entfernung D4 liegen die maximalen Armfederleistungen mit 302W für Verzögerung I, 331W für Verzögerung II und 350W für Verzögerung III jeweils leicht über der am Probanden bestimmten mittleren maximalen Summenleistung von 293W (vgl. Tabelle 13).

**Tabelle 13: Ergebnisparameter der Wurfsimulationen auf die Entfernung D4**

	$v_{H\ddot{u}fte, max}$ [m/s]	$x_{max}$ [m]	$\alpha_0$ [°]	$v_0$ [m/s]	$z_0$ [m]	$P_{max, Bein}$ [W]	$P_{max, Arm}$ [W]
(I)	1.86	5.91	56.1	7.97	2.17	3452	302
(II)	2.20	7.76	53.5	8.88	2.44	3419	331
(III)	2.20	5.00	38.6	7.04	2.44	3419	350
(IV) (MW+-Stabw)	1.72±0.07	7.76	51.1±1.13	8.73±0.06	2.43±0.02	1982±106	293±21

$v_{H\ddot{u}fte, max}$  – maximale vertikale Hüftgeschwindigkeit;  $x_{max}$  – maximale Wurfweite;  $\alpha_0$  – Abwurfwinkel;  $v_0$  – Abwurfgeschwindigkeit;

Insgesamt zeigen die bei der Simulation ermittelten Werte der maximalen Armfederleistung hinsichtlich der Größenordnung gute Übereinstimmungen mit den gemessenen Werten des Probanden.

Die maximalen Hüftgeschwindigkeiten des Modells sind bei den Entfernungen D3 und D4 jeweils größer als die gemessenen mittleren Maximalwerte. Bei Entfernung D3 ergeben sich  $1.55 \frac{m}{s}$  für Verzögerung I und  $1.81 \frac{m}{s}$  für die Verzögerungen II und III gegenüber einer gemessenen mittleren maximalen Hüftgeschwindigkeit von  $1.42 \frac{m}{s}$  (vgl. Tabelle 12). Etwas größere Unterschiede ergeben sich bei der Entfernung D4 mit  $1.86 \frac{m}{s}$  für Verzögerung I und  $2.20 \frac{m}{s}$  für Verzögerung II und III, gegenüber beim Probanden ermittelten  $1.72 \frac{m}{s}$  (vgl. Tabelle 13).

Für beide Entfernungen verringert sich der Abwurfwinkel, je später die Armfeder ausgelöst wird. Der gemessene Abwurfwinkel ist bei den Entfernungen D3 und D4 mit  $51.3^\circ$  und  $51.1^\circ$  nahezu konstant. Die Abwurfwinkel des Modells liegen bei Entfernung D3 bei  $56.0^\circ$  für Verzögerung I,  $53.7^\circ$  bei Verzögerung II und  $41.2^\circ$  bei Verzögerung III. Für die Entfernung D4 ergeben sich in etwa identische Werte (I:  $56.1^\circ$ ; II:  $53.5^\circ$ ; III:  $38.6^\circ$ ; IV:  $51.1^\circ$ ). Insgesamt gibt es beim Abwurfwinkel für die Wurfentfernungen D3 und D4 nur geringe Unterschiede zwischen Proband und Modell.

Die Abwurfhöhe des Balles nimmt insgesamt mit steigender Wurfentfernung zu. Für die Entfernungen D3 und D4 entspricht sie für die Verzögerungen II und III in etwa den gemessenen Abwurfhöhen (D3 – I: 2.2m; II: 2.41m; III: 2.41m; IV: 2.44m; D4 – I: 2.17m; II: 2.44m; III: 2.44m; IV: 2.43m). Die Abwurfhöhe bei Verzögerung I ist jeweils am Geringsten.

In Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Entfernung D1 und D2 ergeben sich bei den Simulationen für die Entfernungen D3 und D4 die größten Wurfweiten und die größten Abwurfgeschwindigkeiten jeweils bei Verzögerung II.

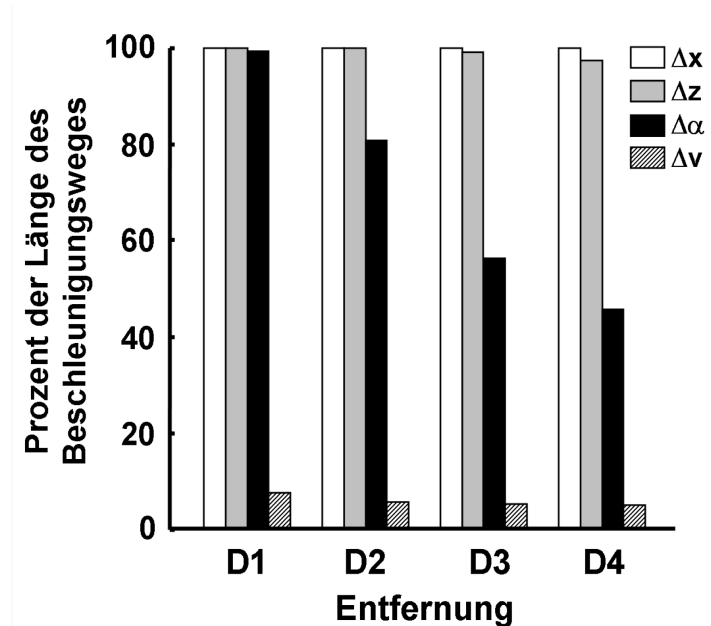
### **3.3.2.3. Trajektorienannäherung beim Wurfmodell**

Es wurde angenommen, dass die simulierten Würfe des Modells jeweils den Korb treffen. Wie in 3.1.1 dargestellt, wurden die prozentualen Anteile des



Beschleunigungsweges des Balles ermittelt, für die der Abstand der Balltrajektorie zu den synchronisierten Schnitten durch die GEM bei Betrachtung in der  $x - z$  Ebene, der  $x - \alpha$  Ebene und der  $x - v$  Ebene so gering ist, dass der Ball in den Korb treffen würde. Als Grenzen für die Abstände wurden die in Tabelle 5 aufgeführten Grenzen der partiellen Sensitivitätsanalyse benutzt. Bei den Simulationen wurde die Armfeder jeweils zum Zeitpunkt der größten, vertikalen Hüftgeschwindigkeit des Modells ausgelöst.

Die Abstände der Ortsparameter  $\Delta x$  und  $\Delta z$  sind für die Entfernungen D1 und D2 über die gesamte Länge des Beschleunigungsweges des Balles kleiner als die in der Sensitivitätsanalyse ermittelten Grenzen (Abbildung 47, vgl. Tabelle 14). Für die Entfernungen D3 und D4 zeigen sich beim Parameter  $\Delta x$  keine Änderungen der Werte, wogegen der Parameter  $\Delta z$  für einen geringen Anteil des Beschleunigungsweges die Grenzen der Sensitivitätsanalyse übersteigt.



**Abbildung 47: Trajektorienabstände bezogen auf die Länge des Beschleunigungsweges des Balles beim Wurfmodell**

Darstellung des Prozentsatzes der Länge des Beschleunigungsweges des Balles bei den Wurfsimulationen, wo der Abstand der extrapolierten und der gemessenen Trajektorie innerhalb der in Tabelle 5 aufgeführten Grenzen liegt.

Mit zunehmender Wurfentfernung übersteigt der Abstand  $\Delta\alpha$  für einen zunehmenden Anteil der Länge des Beschleunigungsweges des Balles die Grenzen der Sensitivitätsanalyse (vgl. Tabelle 14). Für Entfernung D1 ist dies nur für 1% der Länge des Beschleunigungsweges der Fall, wobei sich der Anteil auf 54% bei Entfernung D4 vergrößert.

Für den Abstand  $\Delta v$  zeigen die Werte nur sehr geringe Änderungen bezüglich der unterschiedlichen Wurfentfernungen und liegen jeweils unter 10%. Die größten Werte werden für die Entfernung D1 beobachtet.

Die Ergebnisse der Trajektorienannäherung der Probanden (3.1.2) wurden qualitativ mit den Ergebnissen des Wurfmodells verglichen.

Die Werte der Parameter  $\Delta x$  und  $\Delta z$  der Wurfsimulationen sind für alle Wurfentfernungen deutlich höher als die aus den gemessenen Daten der Probanden ermittelten Werte (vgl. Abbildung 14 a, Abbildung 47, bzw. Tabelle 14, A-Tabelle 3). Der bei den Messungen deutliche Trend zu geringeren Werten mit steigender Wurfentfernung, ist bei den Ergebnissen der Wurfsimulationen nicht vorhanden.

**Tabelle 14: Trajektorienabstände beim Wurfmodell**

Prozentuale Anteile des Beschleunigungsweges des Balles bei den Wurfsimulationen, bei denen die Grenzen der Sensitivitätsanalyse (vgl. Tabelle 5) unterschritten wurden.

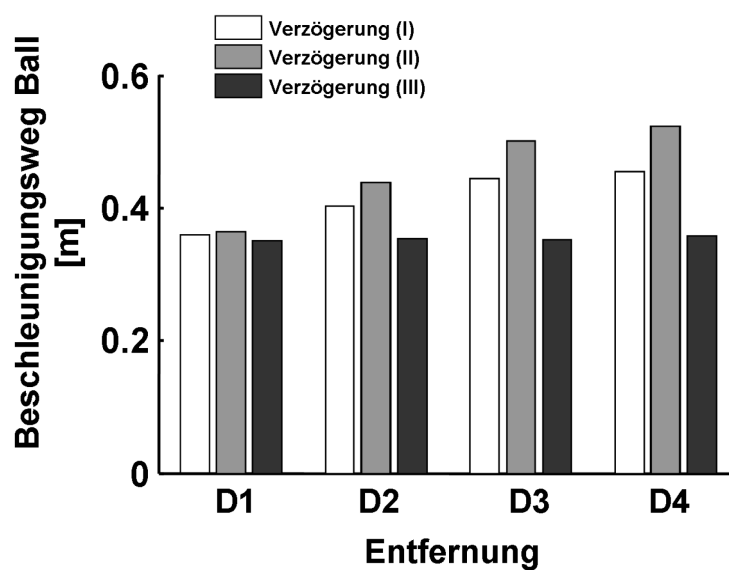
	D1	D2	D3	D4
$\Delta x$	100	100	100	100
$\Delta z$	100	100	99	97
$\Delta\alpha$	99	81	56	45
$\Delta v$	8	6	5	5

Bezüglich des Parameters  $\Delta\alpha$  zeigen sich ebenfalls deutliche Unterschiede zwischen den gemessenen Probandendaten und den Ergebnissen des Wurfmodells. Bei den gemessenen Daten zeigt der Parameter  $\Delta\alpha$  eine relativ geringe Änderung der Werte bezüglich der unterschiedlichen Wurfentfernungen (Abbildung 14b, A-Tabelle 3) im Vergleich zu der starken Verringerung der Werte mit steigender Wurfentfernung beim Modell. Die absoluten Werte des Parameters  $\Delta\alpha$  sind bei den Wurfsimulationen ebenfalls deutlich höher.

Klare Übereinstimmungen von Modell- und Probandenergebnissen sieht man beim Parameter  $\Delta v$ . Die Werte weisen für die unterschiedlichen Wurfentfernungen in etwa die gleiche Größenordnung auf und liegen beim Modell als auch bei den Probanden im Bereich von 4%-8%. Weiterhin zeigt sich bei einer Änderung der Wurfentfernung, nur eine geringe Änderung des Parameters  $\Delta v$ , wobei für Entfernung D1 jeweils die größten Werte verzeichnet werden.

#### 3.3.2.4. Länge des Beschleunigungsweges des Balles beim Wurfmodell

Die Länge des Beschleunigungsweges des Balles wurde bei den Wurfsimulationen ab der Auslösung der Armfeder bis zum Abwurf des Balles bestimmt.



**Abbildung 48: Länge des Beschleunigungsweges des Balles beim Wurfmodell**

Darstellung der Länge des Beschleunigungsweges des Balles bei den Wurfsimulationen in Abhängigkeit der 3 verschiedenen Auslöseverzögerungen der Armfeder. Die Länge des Beschleunigungsweges wurde jeweils vom Auslösezeitpunkt der Armfeder bis zum Abwurf des Balles bestimmt.

Für alle Wurfentfernungen ergibt sich bei Verzögerung II der Armfeder jeweils die größte, absolute Länge des Beschleunigungsweges des Balles (Abbildung 48, Tabelle 15). Für Verzögerung III ergeben sich bei allen Wurfentfernungen jeweils die geringsten Längen des Beschleunigungsweges. Die Längen des Beschleunigungsweges bei Verzögerung I liegen jeweils zwischen denen der anderen beiden Varianten.

Prozentual ist die Zunahme der Länge des Beschleunigungsweges bei den Wurfsimulationen mit Verzögerung II vergleichbar mit der bei den Probanden beobachteten Zunahme (vgl. Abbildung 15, A-Tabelle 7). Im Vergleich dazu bleibt beim Modell die Länge des Beschleunigungsweges bei der Verzögerung III über die unterschiedlichen Wurfentfernungen relativ konstant.

**Tabelle 15: Länge des Beschleunigungsweges des Balles beim Wurfmodell**

Prozentuale Anteile des Beschleunigungsweges des Balles bei den Wurfsimulationen, bei denen die Grenzen der Sensitivitätsanalyse (vgl. Tabelle 5) unterschritten wurden.

		D1	D2	D3	D4
Länge Beschleunigungsweg [m]	I	0.359	0.402	0.444	0.455
	II	0.364	0.438	0.501	0.523
	III	0.35	0.354	0.352	0.359

### 3.4. EMG

Im Zusammenhang mit der Fragestellung, ob den Teilkörperbewegungen des Ober- und des Unterkörpers unterschiedliche Aufgabenbereiche, im Hinblick auf die Präzision des Wurfes und Bewältigung der Entfernung zum Korb, zugeordnet werden können, wurden die Aktivierungen der Muskeln des Wurfarmes ausgewertet. Für den Fall, dass die Änderungen der Korbentfernung einen deutlichen Einfluss auf die Muskelaktivierungen des Wurfarmes ausüben, läge so z.B. der Schluss nahe, dass die Teilbewegung der oberen Extremität in hohem Maße für die Bewältigung der Entfernung zum Korb verantwortlich ist.

In Abbildung 49 sind die MVC-normierten Medianverläufe der Muskelaktivierungen des Wurfarmes eines Probanden dargestellt. Trotz der relativ großen Änderung der Wurfentfernung um über 6 Meter, wurden nur geringe Veränderungen der Aktivierungsverläufe sowie der maximalen Amplituden beobachtet. Dieses ist deshalb überraschend, da der Beobachter von außen mit steigender Wurfentfernung eine

deutliche Zunahme der Dynamik der Wurfausführung und eine gesteigerte Anstrengung des Werfers registriert. Vor allem die unerfahrenen Werfer hatten Probleme, bei der größten Entfernung D4 den Korb überhaupt zu erreichen.

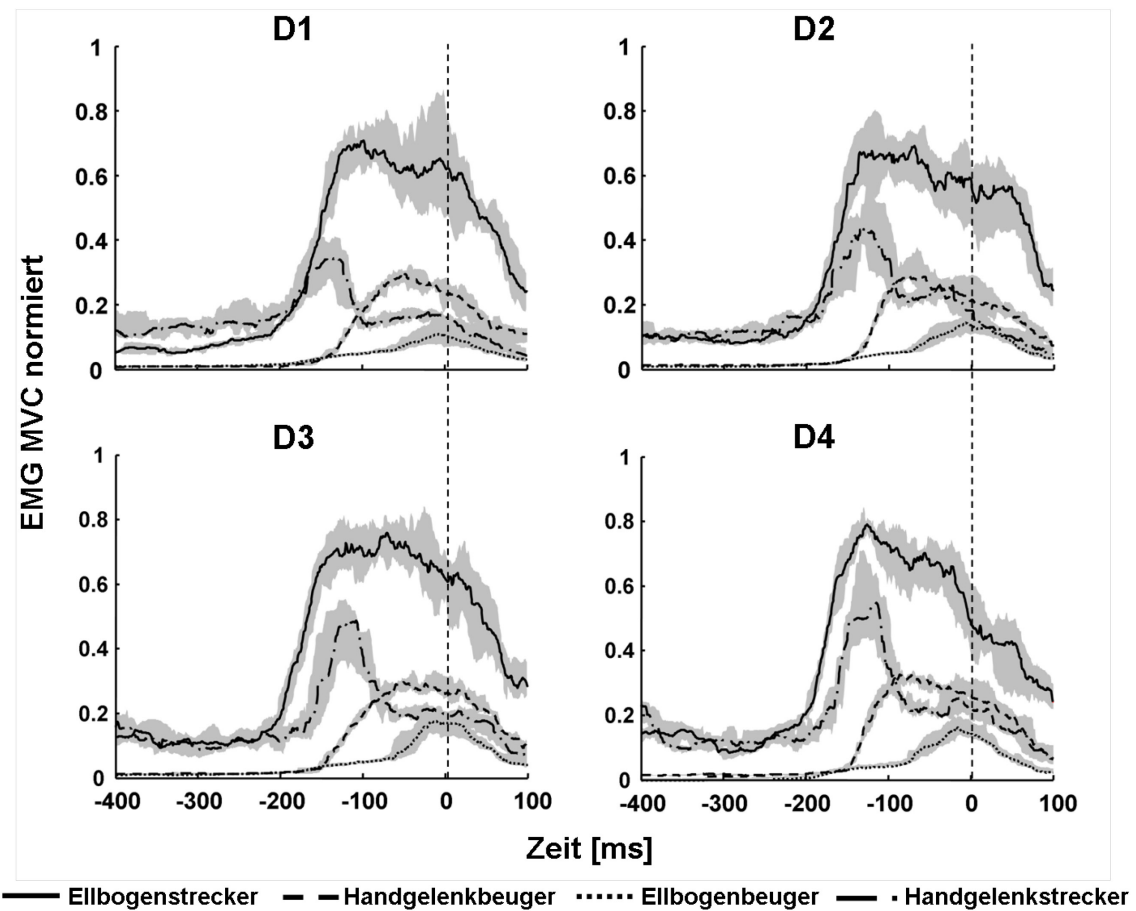
Bei der Aktivierung der Ellenbogenstrecker des in Abbildung 49 dargestellten Probanden fällt auf, dass die maximale Aktivierung zeitlich vor dem Abwurf erreicht wird. Die maximalen Amplituden der Ellenbogenstrecker zeigen kaum eine Vergrößerung mit der steigenden Wurfentfernung.

Verglichen zu den Ellbogenstreckern ist der EMG-Verlauf der Handgelenkbeuger zeitlich in Richtung des Abwurfes verschoben. Die Aktivierungsverläufe sind durch die Änderung der Wurfentfernung ebenfalls kaum beeinflusst. Die Maximalwerte der Verläufe sind wie beim Ellenbogenstrecker für alle Wurfentfernungen vergleichbar.

Die Aktivierungen der Ellenbogenbeuger und der Handgelenkstrecker als antagonistische Muskeln sind geringer als die der agonistischen Muskulatur.

Die für die Bewegung von Ellenbogen und Handgelenk verantwortliche Muskulatur zeigt jeweils eine Koaktivierung. Das maximale EMG der Ellenbogenbeuger vergrößert sich leicht mit zunehmender Wurfentfernung und erreicht das Maximum jeweils etwa zum Zeitpunkt des Abwurfes.

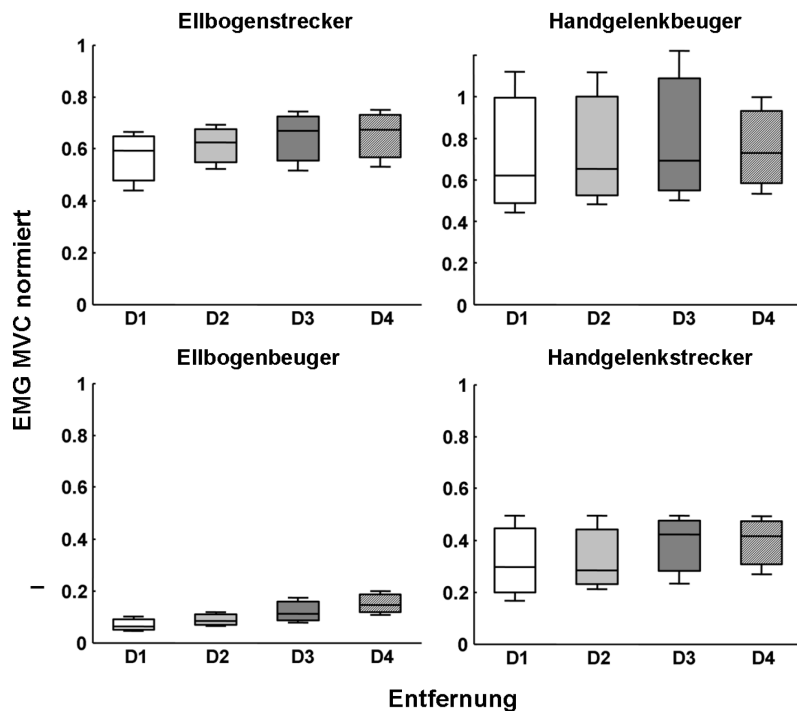
Die maximale Amplitude des Handgelenkstreckers wird jeweils etwa 110ms vor dem Abwurf erreicht. Die Absolutwerte der maximalen Amplitude vergrößern sich mit steigender Wurfentfernung. Qualitativ zeigen sich kaum Veränderungen des Aktivierungsverlaufes.



**Abbildung 49: EMG-Verläufe des Wurfarmes**

Darstellung der Verläufe von Median (schwarze Linie) und Quartilen (grau hinterlegt) der EMG Signale von Ellbogenstrecker, Handgelenkbeuger, Ellbogenbeuger und Handgelenkstrecke des Wurfarmes für die Wurfserien auf die 4 Wurfentfernungen eines Probanden. Die EMG Signale wurden MVC normiert. Abwurf zum Zeitpunkt  $t_0 = 0$ .

Das relativ konstante Verhalten der EMGs des Wurfarmes spiegelt sich bei der Darstellung der MVC-normierten Maxima der Medianverläufe wider (Abbildung 50). Bei allen Muskeln wird nur eine geringe Zunahme der maximalen Aktivierung mit einer Vergrößerung der Wurfentfernung beobachtet. Die Ellenbogenstrecker und die Handgelenkbeuger zeigen als agonistische Muskeln die höchsten Aktivierungen. Die maximalen Aktivierungen der Ellenbogenstrecker steigen trotz der großen Änderung der Wurfentfernung nur um etwa 14% von 0.59 auf 0.67 (vgl. A-Tabelle 32). Bei der größten Wurfentfernung D4 erreicht die Aktivierung der Ellenbogenstrecker nur etwa zwei Drittel der maximal willentlichen Aktivierung.



**Abbildung 50: Maximales EMG MVC-normiert**

Darstellung Median und Quartilen über alle Probanden der Mediane der Maxima der MVC-normierten EMG-Signale von Ellbogenstrecker und Handgelenkbeuger für die verschiedenen Wurfentfernungen.

Die maximalen Aktivierungen der Handgelenkbeuger zeigen mit einer Vergrößerung der Wurfweite eine ähnlich geringe Steigerung um etwa 18% von 0,62 für Entfernung D1 auf 0,73 für Entfernung D4. Hier sieht man eine deutlich größere Streuung der Medianwerte zwischen den einzelnen Probanden. Die oberen Quartile nehmen bei allen Wurfentfernungen Werte von über 1 an. Diese Abweichungen sind vermutlich auf Probleme bei der Erhebung der Daten der MVC-Messungen zurückzuführen. Mehrere Probanden müssen hier unter den Bedingungen der MVC-Messung nur geringere maximale Aktivierungen der Handgelenkbeuger erreicht haben als unter den Bedingungen des Wurfes.

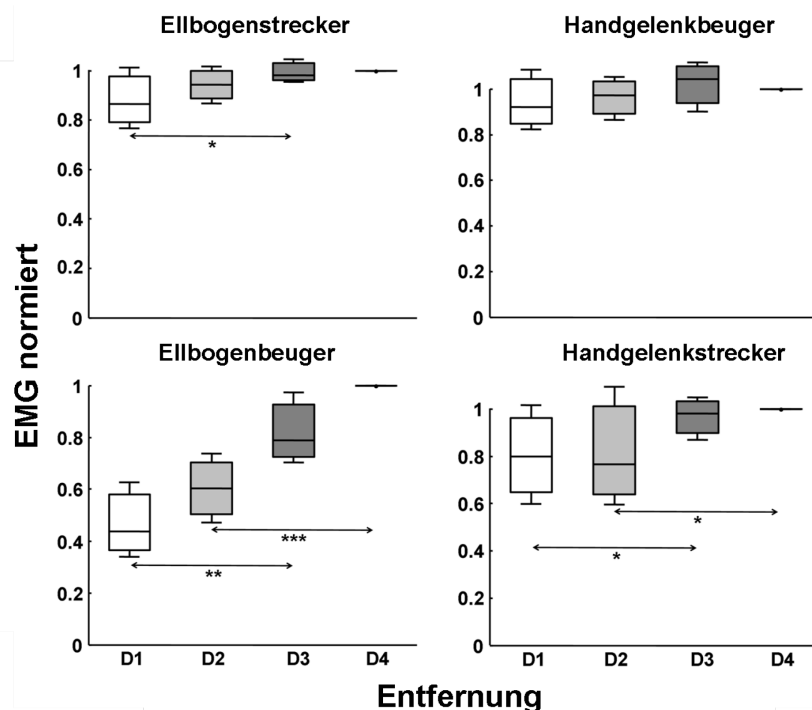
Die maximalen Aktivierungen der antagonistischen Ellenbogenbeuger und Handgelenkstreckern sind deutlich geringer als die der agonistischen Muskeln. Das maximale EMG der Ellenbogenbeuger vergrößerte sich mit der steigenden Wurfentfernung etwa um den Faktor 2,5 von 0,06 für Entfernung D1 auf 0,15 für Entfernung D4 (vgl. A-Tabelle 32). Bei den Handgelenkstreckern schwankten die

maximalen Aktivierungen zwischen 0.28 für Entfernung D2 und 0.42 für Entfernung D4, was einer Zunahme der maximalen Werte um etwa 50% entspricht.

### 3.4.1.1. EMG Maximalwerte

Für jeden Probanden wurden für die einzelnen Wurfserien die Mediane der maximalen EMG-Amplituden berechnet und hinsichtlich eines Einflusses der sich ändernden Wurfentfernungen untersucht.

Als agonistische Muskulatur zeigen Ellenbogenstrecker und Handgelenkbeuger bei einer Vergrößerung der Wurfentfernung nur eine geringe Zunahme der maximalen EMG-Amplituden (Abbildung 51, vgl. A-Tabelle 33).



**Abbildung 51: Maximale EMG-Amplitude in Abhängigkeit der Wurfentfernung**

Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Mediane der Maxima der EMG-Signale von Ellenbogenstrecker und –beuger sowie Handgelenkstrecker und –beuger der einzelnen Wurfserien auf die verschiedenen Wurfentfernungen. Die EMG-Signale wurden auf die größte Wurfentfernung D4 normiert.

Eie maximale EMG-Amplitude der Ellenbogenstrecker vergrößert sich kontinuierlich um insgesamt 13% zwischen den Entfernungen D1 und D4. Bei den



Handgelenkbeugern beträgt die Steigerung zwischen den Entfernungen D1 und D4 insgesamt 12%, wobei die größten EMG-Amplituden für Entfernung D3 beobachtet wurden.

Die Steigerungen der EMG-Maxima wurden für jeden Muskel einzeln untersucht. Beim Ellenbogenstrecker zeigte sich ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ (vgl. A-Tabelle 36). Die Post hoc Tests erbrachten signifikante Unterschiede zwischen den Entfernungen D1 und D3 sowie zwischen D1 und D4 (jeweils  $p < 0.05$ , vgl. Abbildung 51). Für den Handgelenksbeuger ergab sich kein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“.

Die EMG-Maxima der Ellenbogenbeuger zeigen im Vergleich zu den anderen Muskeln den größten Zuwachs mit steigender Wurfentfernung. Hier vergrößern sich mit zunehmender Wurfentfernung die maximalen EMG-Amplituden um insgesamt 56% (vgl. A-Tabelle 33). Hier wurde ebenfalls ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ gefunden, wobei die Post hoc Tests Unterschiede zwischen den Entfernungen D1 und D4 ( $p < 0.01$ ), D1 und D3 ( $p < 0.001$ ) sowie zwischen D2 und D4 ( $p < 0.001$ ) zeigten. Zwischen zwei benachbarten Entfernungsstufen gab es hier keine signifikanten Unterschiede.

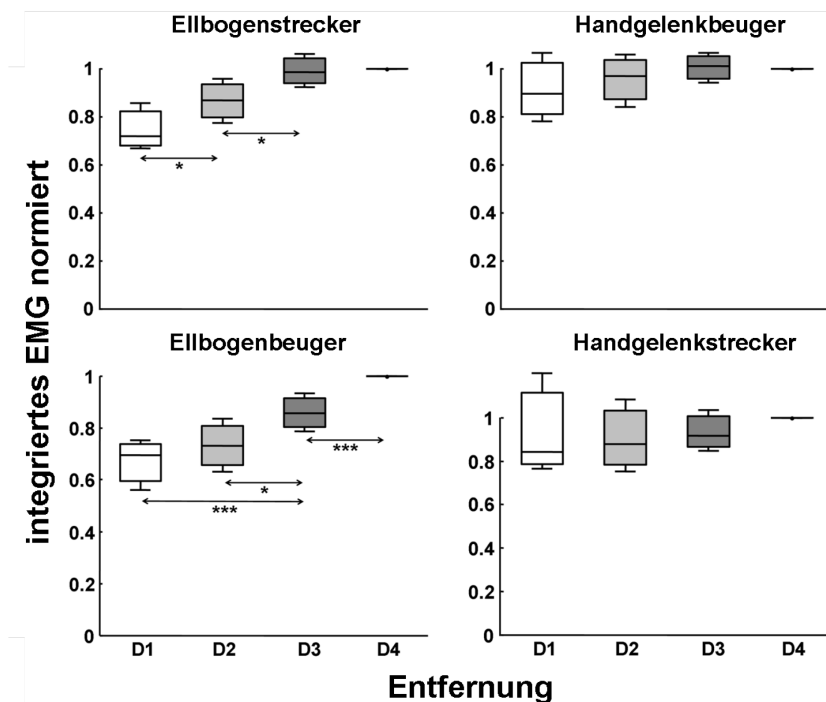
Die maximalen EMG-Amplituden der Handgelenkstrecker zeigten im Vergleich zu den Ellenbogenbeugern mit Vergrößerung der Wurfentfernung einen geringeren Anstieg der Werte um insgesamt 23% (vgl. A-Tabelle 33). Die Erhöhung der Maxima erfolgte im Wesentlichen bei dem Wechsel von Entfernung D2 auf Entfernung D3 und erfolgte nicht kontinuierlich mit jeder Stufe der Erhöhung der Wurfentfernung. Hier wurde ebenfalls ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ gefunden (vgl. A-Tabelle 36). Die Post hoc Tests zeigten für den Handgelenkstrecker ein ähnliches Bild wie bei den Ellenbogenbeugern, indem bei je zwei aufeinander folgenden Entfernungsstufen keine signifikanten Unterschiede gefunden wurden. Unterschiede ergaben sich zwischen den Entfernungen D1 und D3 ( $p < 0.05$ ), D1 und D4 ( $p < 0.01$ ) sowie zwischen den Entfernungen D2 und D4 ( $p < 0.05$ ).

#### **3.4.1.2. Integriertes EMG**

Bei allen Probanden wurde für jeden Wurf das Integrierte EMG bestimmt. Über die einzelnen Wurfserien wurden die Mediane des Integrierten EMGs berechnet und hinsichtlich eines Einflusses der sich ändernden Wurfentfernungen untersucht.

Das Integrierte EMG der Ellbogenstrecker zeigt mit zunehmender Wurfentfernung einen kontinuierlichen Anstieg der Werte um insgesamt 28% (Abbildung 52, vgl. A-Tabelle 34). Bei den Ellbogenbeugern vergrößert sich das Integrierte EMG um insgesamt 30%. Im Unterschied zu den maximalen EMG-Amplituden sind die Größenordnungen der Zuwächse des Ellbogenstreckers und -beugers sehr ähnlich.

Für die Ellbogenstrecker und -beuger wurde jeweils ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ gefunden (vgl. A-Tabelle 37). Für den Ellbogenstrecker sind die Zuwächse zwischen den Entfernungen D1 und D2 ( $p < 0.05$ ) sowie zwischen den Entfernungen D2 und D3 ( $p < 0.05$ ) jeweils signifikant unterschiedlich (vgl. Abbildung 52). Der Zuwachs zwischen den Entfernungen D3 und D4 ist nicht mehr signifikant. Bei den Ellbogenbeugern werden ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen je zwei Entfernungsstufen gefunden ( $p < 0.05$ ), wobei hier zwischen den Entfernungen D1 und D2 als Ausnahme kein signifikanter Unterschied zu sehen ist.



**Abbildung 52: Integriertes EMG**

Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Mediane des integrierten EMGs von Ellbogenstrecker und –beuger sowie Handgelenkstrecker und –beuger der einzelnen Wurfserien auf die verschiedenen Wurfentfernungen. Das Integrierte EMG wurde auf die größte Wurfentfernung D4 normiert.

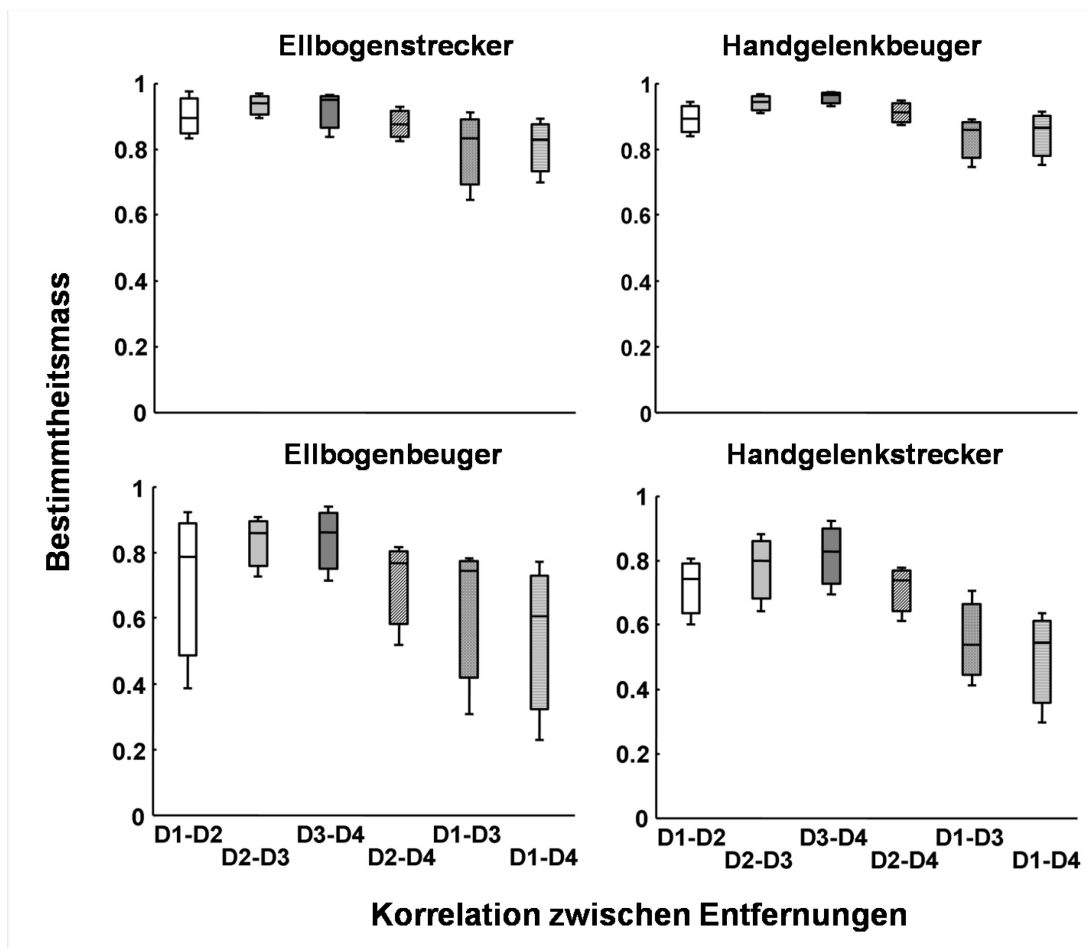
Das Integrierte EMG von Handgelenkbeuger und –strecker zeigt nur geringe Änderungen mit steigender Wurfentfernung. Zwischen den Entfernungen D1 und D4 vergrößert sich beim Handgelenkbeuger das Integrierte EMG um insgesamt 10% und beim Handgelenkstrecker um insgesamt 16% (vgl. A-Tabelle 34). Beim Handgelenkbeuger zeigen sich für die Entfernung D3 die größten Werte des Integrierten EMGs. Für das Integrierte EMG der Handgelenksbeuger und der Handgelenksstrecker wurde kein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurfentfernung“ gefunden (vgl. A-Tabelle 37).

### 3.4.1.3. Korrelation der EMG-Verläufe

Für jeden Probanden wurde das Bestimmtheitsmaß zwischen den EMG-Medianverläufe von je zwei Wurfentfernungen bestimmt. In Abbildung 53 sind die Mediane und Quartile der Bestimmtheitsmaße über alle 23 Probanden dargestellt. Beim

Ellbogenstrecker und dem Handgelenkbeuger finden sich zwischen je zwei Entfernungsstufen durchweg höhere Bestimmtheitsmaße als bei den jeweils antagonistischen Muskeln. Die höchsten Bestimmtheitsmaße wurden jeweils für je zwei benachbarte Entfernungsstufen gefunden. Hier zeigt sich mit Ansteigen der Wurfweite ebenfalls ein Trend von steigenden Bestimmtheitsmaßen (vgl. A-Tabelle 35, Abbildung 53).

Bei der Untersuchung der Bestimmtheitsmaße von 2 aufeinander folgenden Entfernungsstufen wurde weder ein signifikanter Einfluss des Faktors „Wurferfahrung“ noch des Faktors „Wurfentfernung“ gefunden (vgl. A-Tabelle 38).



**Abbildung 53: Korrelation der EMG-Verläufe zwischen den verschiedenen Wurfentfernungen**  
Darstellung von Median und Quartilen über alle Probanden der Bestimmtheitsmaße der Korrelationen der EMG-Medianverläufe von Ellbogenstrecker, Handgelenkbeuger, Ellbogenbeuger und Handgelenkstrecker zwischen den verschiedenen Wurfentfernungen.

Die Bestimmtheitsmaße zwischen zwei Entfernungen, die sich um zwei oder mehr Stufen unterschieden, waren jeweils geringer als bei zwei benachbarten Entfernungsstufen. Die Bestimmtheitsmaße bei der agonistischen Muskulatur sind allesamt höher als die der antagonistischen Muskulatur und liegen dabei jeweils oberhalb eines Wertes von mindestens 0.8 (vgl. A-Tabelle 35). Die Bestimmtheitsmaße von Ellbogenbeuger und Handgelenksstrecker variieren stärker zwischen den einzelnen Probanden als die Bestimmtheitsmaße von Ellbogenstrecker und Handgelenkbeuger.

## 4. Diskussion

Im Mittelpunkt dieser Studie stand der Basketballstandwurf als zielgerichtete Wurfbewegung. Übergeordnet war die Frage nach bestimmenden Faktoren der Zielgenauigkeit. Für die Untersuchung wurden äußere Gegebenheiten - wie die Wurferfahrung und die Wurfentfernung - verändert, die offensichtlichen Einfluss auf die Erfolgsrate des Wurfes haben.

Im ersten Teil der Arbeit wurde der Wurf im Hinblick auf die Theorie von „*Goal Equivalent Manifolds*“ (GEM) (Cusumano & Cesari, 2006) als zielgerichtete Bewegung untersucht. Im Fokus stand hier die Annäherung der GEM während der Ausführung der Bewegung.

Im zweiten Teil der Arbeit lag der Fokus auf der Koordination der Ganzkörperbewegung des Basketballwurfes.

Jede zielgerichtete Bewegung ist Ergebnis der Koordination von einzelnen Körpersegmenten und Segmentgruppen. Die Koordination der Segmente bestimmt schließlich die Zielgenauigkeit und damit den Erfolg des Wurfes. Für die Untersuchung der Koordination kam ein stark vereinfachtes Körpermodell des Basketballwurfes zum Einsatz. Es sollte die Frage geklärt werden, ob die einzelnen in die Bewegung eingebundenen Teilkörper unterschiedliche Beiträge für die Präzision des Wurfes und die Bewältigung der Entfernung zum Korb leisten.

#### **4.1. Zeitpunkt des Eintritts in die GEM**

Bei Zielwurfbewegungen ist der Zeitpunkt, ab dem der momentane Bewegungszustand des Wurfgerätes Element der zugehörigen GEM ist, von großer Bedeutung. Der Eintritt in die GEM ist gleichbedeutend mit dem Treffen des Zieles, wenn der Abwurf zu einem beliebigen Zeitpunkt nach dem Eintritt stattfindet. Ein möglichst frühes Erreichen der GEM vor dem Abwurf verringert so gesehen den für das Timing des Abwurfes nötigen Kontrollaufwand. Entscheidend ist in diesem Zusammenhang, ob die Beschleunigungsphase so gestaltet werden kann, dass die GEM in Abhängigkeit ihrer Ausdehnung so approximiert werden kann, dass der nötige Kontrollaufwand möglichst gering gehalten wird.

Die Ergebnisse der Untersuchung des Basketballwurfes im Hinblick auf den Zeitpunkt des Eintritts in die GEM bestätigen die aufgestellte Hypothese. Die GEM wird bei allen 4 Variationen der Wurfentfernung erst unmittelbar vor dem Abwurf erreicht. Die Mediane der ermittelten Zeitpunkte des Eintritts in die GEM liegen je nach Wurfentfernung in einer Größenordnung von 13ms bis 21ms vor dem Abwurf. Gemessen an der Aufnahmefrequenz des Kamerasystems von 240Hz entspricht dies der Dauer von nur 3-5 Samples. Mit steigender Wurfentfernung verschiebt sich der Zeitpunkt des Eintritts in die GEM um etwa 8ms in Richtung Abwurf. Die Expertise des Werfers hatte keinen Einfluss auf die Ergebnisse.

#### *Zielwurfbewegungen erfordern ein präzises Timing des Abwurfzeitpunktes*

Die Ergebnisse zeigen, dass die Abwurfparameter des Balls erst kurz vor dem Abwurf solche Werte annehmen, dass der Korb erreicht bzw. getroffen werden kann. Die Beschleunigungsphase des Balles wird damit nicht so koordiniert, dass die Trajektorie des Bewegungszustandes des Balles die GEM deutlich vor dem Abwurf erreicht. Als Folge ist ein hoher Kontrollaufwand nötig, um ein präzises Timing des Abwurfes zu gewährleisten.

In der Literatur findet sich allgemein die Auffassung, dass Zielwurfbewegungen ein hohes Maß an Präzision bezüglich des Abwurfzeitpunktes erfordern (vgl.1.3.1). Hore

(Hore et al., 2002; Hore et al., 1995; Hore, Watts, Tweed et al., 1996) konnte zeigen, dass bei Zielwürfen die Fingerbewegungen zum Loslassen eines Balles in einem Zeitfenster von nur etwa 10ms variierten. Weitere Studien folgerten, dass Ungenauigkeiten beim Zielwurf bei Schlaganfallpatienten durch die eingeschränkte Kontrolle der Fingerbewegungen hervorgerufen wurden (Hore et al., 2002; Timmann et al., 1999). Jegede (Jegede et al., 2005) konnte nachweisen, dass Werfer mit hoher Expertise sich durch ein besonders präzises Timing bei der Fingeröffnung zum Abwurf auszeichneten. Abhängig von der Expertise der Werfer wurden hier Variationen von 7ms bis 28ms festgestellt. In seinen theoretischen Betrachtungen bezifferte Calvin (Calvin, 1983) das Zeitfenster des Abwurfs für einen gezielten und erfolgreichen Steinwurf auf etwa 1ms. Die hohe Genauigkeit des Abwurfes soll dabei aufgrund des bogenförmigen Weges der Hand während des Wurfes notwendig sein. Mit ansteigender Wurfentfernung wurden noch geringere Werte für eine mögliche Variation des Abwurfzeitpunktes prognostiziert.

Gemessen am Zeitpunkt des Eintritts in die GEM erscheinen die in dieser Studie ermittelten, möglichen Variationen des Abwurfzeitpunktes vergleichsweise hoch. Die Möglichkeit eines erfolgreichen Wurfes ist ab dem Zeitpunkt des Eintritts in die GEM gegeben. In der vorliegenden Studie ist bei der Ermittlung des Eintrittszeitpunktes in die GEM eine obere Abschätzung verwendet worden, da das Erreichen des Korbes mit dem Erreichen des vorderen Randes des Korbringes definiert wurde. Eine Folge dieser oberen Abschätzung ist, dass der Zeitpunkt des Eintritts in die GEM geringfügig früher ermittelt wurde, als es in der Realität der Fall wäre. Diese Abweichung ist ein systematischer Fehler und wurde bei allen Wurfentfernungen in Kauf genommen. Ziel war es, das Problem zu umgehen, dass ein Wurf mit Berührung des Korbringes sowohl zu einem Treffer als auch zu einem Fehlwurf führen kann. Dieser Sachverhalt stellt einen zentralen Punkt bei vorhandenen Modellierungsarbeiten zum Basketballwurf dar und ist soweit noch nicht umfassend beherrschbar (Hamilton & Reinschmidt, 1997; Huston, 2003; C. Q. Liu et al., 2006; Okubo & Hubbard, 2006; Silverberg et al., 2003; Tran & Silverberg, 2008).

Der in dieser Studie gewählte Ansatz sollte zu keiner grundsätzlichen Veränderung der Ergebnisse führen, außer einem geringfügig früheren Eintrittszeitpunkt in die GEM. Als



Alternative hätte es die Möglichkeit gegeben, ausschließlich Würfe zu betrachten, die den Korb ohne Berührung des Ringes treffen, was zu einer zu geringen Abschätzung der Ausdehnung der GEM geführt hätte, gleichzeitig aber die zur Verfügung stehende Zahl von erfolgreichen Würfen stark reduziert hätte. Es kann hier nur vermutet werden, dass der reale Eintrittszeitpunkt in die GEM und damit die möglichen Variationen des Abwurfzeitpunktes in der Realität geringfügig näher an den aus der Literatur bekannten Werten liegen.

Insgesamt spricht dieses präzise Timing des Abwurfes bei Zielwurfbewegungen dafür, dass allgemein die Trajektorie des Wurfgerätes die GEM erst kurz vor dem Abwurf erreicht, da sonst kein so präzises Timing nötig wäre.

Überraschenderweise finden sich bei zielgerichteten Aufgaben aber auch Hinweise, dass z.B. ein Abwurf nicht beliebig variiert wird, wenn die zugehörige GEM bereits deutlich vorher erreicht worden ist. John (John, 2009) konnte zeigen, dass bei einer zielgerichteten Bewegung die Variationen entlang der GEM ebenfalls durch einen Regler begrenzt werden, der nicht zwingend nötig wäre. Allerdings handelte es sich bei dieser Untersuchung um ein virtuelles Eisstockschießen und nicht um eine Wurfbewegung.

#### *Der Verlauf der Balltrajektorie im $\alpha - v$ Schnitt impliziert ein präzises Timing des Abwurfes*

Die Betrachtung der Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des Balles im  $\alpha - v$  Schnitt durch den Parameterraum unterstützt die Notwendigkeit eines präzisen Timings des Abwurfes. Die Trajektorie läuft während der Beschleunigungsphase im Wesentlichen senkrecht auf die Schnittkurve der GEM zu. Erst unmittelbar vor dem Abwurf biegt die Trajektorie in Richtung des Schnittes durch die GEM ein, und es kommt zu einer tangentialen Annäherung. Die Kombinationen der Abwurfparameter verteilen sich in der  $\alpha - v$  Ebene entlang der Schnittkurve durch die GEM (Abbildung 19). Die hinführenden Trajektorien verlaufen dabei aber jeweils parallel

zueinander. Die geometrische Ausdehnung der GEM wird damit von den Werfern bei der Wahl der Abwurfparameter ausgenutzt, ohne die Anforderungen an das präzise Timing des Abwurfzeitpunktes zu reduzieren. Hierfür müssten z.B. die hinführenden Trajektorien der einzelnen Würfe eine Art Auftaktpunkt auf die Schnittkurve der GEM bilden, wobei sich die Abwurfparameter weiterhin entlang des Schnittes durch die GEM verteilen müssten.

*Präzises Timing beim Abwurf ist unabhängig von der Expertise des Werfers*

Zwischen erfahrenen und unerfahrenen Werfern gibt es bei der Verteilung der Abwurfparameter in der  $\alpha - v$  Ebene (vgl. Abbildung 19) und auch beim Verlauf der hinführenden Trajektorien (vgl. Abbildung 18) keine Unterschiede. Eine hohe Expertise des Werfers zeichnet sich durch eine geringere Streuung der Trajektorien aus. Würden erfahrene Werfer die GEM besser ausnutzen können als unerfahrene Werfer, dann wäre eine größere Streuung der Abwurfparameter entlang der GEM nicht nachteilig und könnte auch erwartet werden, da ein präzises Timing des Abwurfes nicht mehr nötig wäre.

Der Zeitpunkt des Eintritts in die GEM erweist sich zwar als unabhängig von der Expertise des Werfers. Andererseits ist die Trefferausbeute bei fortgeschrittenen Werfern deutlich höher als bei Anfängern (Button et al., 2003; Hudson, 1982). In der vorliegenden Studie verzeichnete die Gruppe der erfahrenen Werfer für jede der 4 Wurfentfernungen deutlich höhere Trefferraten (vgl. 3.1.7.2, Tabelle 8). Hieraus ergeben sich Hinweise, dass eine bessere Trefferquote nicht mit dem Eintrittszeitpunkt in die GEM zusammenhängt. Die besseren Trefferleistungen der erfahrenen Werfer sind nicht auf einen früheren Eintrittszeitpunkt und damit längerer Exploration der GEM zurückzuführen. Beide Gruppen von Werfern scheinen bei der Wahl der Gestaltung des Beschleunigungsweges des Balles die geometrische Ausdehnung der GEM nicht entscheidend zu nutzen. Unterschiede könnten dahingehend bestehen, dass Werfer mit hoher Expertise es verstehen, die zur Verfügung stehenden Spielräume der Abwurfparameter besser auszunutzen (Bartlett et al., 2007; Robins et al., 2008).

Dabei kann nicht ausgeschlossen werden, dass vorhandene Unterschiede beim Eintrittszeitpunkt in die GEM, aufgrund der zur Verfügung stehenden zeitlichen Auflösung der Kinematikdaten, nicht registriert wurden. Bei einer Verfeinerung sowohl der zeitlichen als auch örtlichen Auflösung der Bewegung könnte sich die Situation im Ergebnis anders darstellen. Es bleibt aber weiterhin unklar, welche Relevanz solche potentiellen Unterschiede in bezug auf die Trefferleistung besitzen würden.

### *Größere Wurfentfernungen verzögern den Eintritt in die GEM*

Mit Vergrößerung der Wurfentfernung rückte der Eintrittszeitpunkt in die GEM immer weiter in Richtung des Abwurfes. Die partielle Sensitivitätsanalyse (vgl. 2.6.1.1) gibt Hinweise darauf, dass für einen erfolgreichen Wurf mit größerer Wurfentfernung nur immer kleinere Variationen in den Abwurfparametern zulässig sind. Durch die längere Flugzeit verursachen Ungenauigkeiten bei der Abwurfgeschwindigkeit bei größeren Wurfentfernungen größere Abweichungen vom Ziel.

Auch werden aufgrund der größeren benötigten Abwurfgeschwindigkeit adäquate Abwurfparameter für einen erfolgreichen Wurf erst zu einem späteren Zeitpunkt der Beschleunigungsphase erreicht. Der Trend zu einem verzögerten Eintrittszeitpunkt in die GEM lässt vermuten, dass bei steigender Wurfentfernung eine immer präzisere Koordination der Bewegung nötig wird, um eine geeignete Abwurfgeschwindigkeit zu treffen. Solche konsistenteren Bewegungsprogramme finden sich in der Regel bei Werfern mit hoher Expertise. Robins (Robins, 2006; Robins et al., 2008) konnte in diesem Zusammenhang zeigen, dass bei erfahrenen Werfern beim Basketballwurf bei zunehmender Wurfentfernung die Variationskoeffizienten der Segmentgeschwindigkeiten zum Zeitpunkt des Abwurfes geringer wurden, während gleichzeitig die absoluten Variationen anstiegen. Zusätzlich wurden im Hinblick auf eine möglichst genaue Dosierung der Abwurfgeschwindigkeit des Balles mit größerer Wurfentfernung zunehmende kompensatorische Effekte zwischen den einzelnen Segmenten festgestellt. Die unter 3.1.8.2 aufgeführten Ergebnisse weisen in die selbe Richtung. Der mit steigender Wurfentfernung registrierte Anstieg der Variationskoeffizienten der

Segmentgeschwindigkeiten des Wurfarmes zeigte keinen Einfluss auf den Variationskoeffizient der Ballgeschwindigkeit. Die Variationen der Ballgeschwindigkeit waren bei allen Entfernungen am Geringsten.

#### **4.1.1. Durchquerung des Parameterraums**

Der Verlauf der Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des Balles durch den zur Wurfbewegung gehörenden Parameterraum wurde in bezug auf die Annäherung an die GEM untersucht. Der Verlauf und das Annäherungsverhalten wurden dabei in 2D und 3D Schnitten durch den Parameterraum und die GEM beobachtet.

*Die antizipierte Flugbahn des Balles bestimmt die Koordination des Beschleunigungsweges des Balles im Raum*

Bei der Untersuchung der Annäherung in den synchronisierten 2D Schnitten wurde der Abstand zwischen Balltrajektorie und GEM-Schnitt für den jeweiligen Parameter mit den Ergebnissen der partiellen Sensitivitätsanalyse (vgl.2.6.1.1) bewertet.

Bei der Betrachtung der Annäherung im Schnitt der Ortsparameter zeigt der Verlauf, dass der Ball ab dem Beginn der Streckung des Wurfarmes im Ellbogengelenk entlang der späteren Flugbahn des Balles verläuft. Der Abstand zwischen Trajektorie und GEM-Schnitt fällt für die Ortsparameter verhältnismäßig früh unter die Grenzen aus der Sensitivitätsanalyse, die einen erfolgreichen Wurf ermöglichen würden. Dieses wird durch die Ergebnisse von Tsarouchas (Tsarouchas et al., 1988) unterstützt, der herausfand, dass die Ortstrajektorie des Balles beim Vergleich von 5 Samples vor und 5 Samples nach dem Abwurf in hohem Maße identisch ist. Der Weg des Balles kurz vor dem Abwurf korrelierte demnach in höchstem Maße mit dem Weg des Balles während des Beginns der Flugphase. Dieses deckt sich mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie. Über etwa Zweidrittel seines Beschleunigungsweges wird der Ball annähernd entlang seiner späteren Flugbahn beschleunigt. Der Werfer antizipiert in gewisser Weise den späteren Flugweg des Balles und gestaltet dementsprechend die

Beschleunigungsphase. Letztendlich ist dieses eine Kernaufgabe für die Durchführung einer jeglichen Zielwurfbewegung (Calvin, 1983).

*Steuerung des Verlaufs der Balltrajektorie während der Beschleunigungsphase durch einen internen räumlichen Regler*

Die gefundene Situation in den Ortsparametern lässt sich mit den Ergebnissen von Hore (Hore, Ritchie, & Watts, 1999; Hore & Watts, 2005) bezüglich der vermuteten räumlichen Kontrolle der Fingeröffnung beim Abwurf verknüpfen. Das benötigte präzise Timing beim Abwurf wird demnach vermutlich durch einen internen Regler gesteuert, dessen bestimmende Variable die Position der Hand auf ihrer geplanten Trajektorie während der Wurfbewegung ist. In diesem Zusammenhang wird auf Feed-Forward-Programme verwiesen, da die kurze Dauer von Wurfbewegungen in der Regel keine Steuerung durch sensorisches Feedback zulässt. Bei Basketballwürfen beobachteten Button (Button et al., 2003) und Robins (Robins, 2006; Robins et al., 2008) zudem, dass der Ort des Abwurfes bei Basketballwürfen, bezogen auf den Werfer, erstaunlich konstant war, was ebenfalls einen Hinweis auf einen räumlichen Regler darstellen kann. Bei Sprungwürfen bewegten sich die Abweichungen in einem Rahmen von ungefähr 5cm. Dupuy (Dupuy et al., 2000) hat in ihren Untersuchungen dieses Phänomen ebenfalls festgestellt. Beim Unterhandwurf von Bällen auf ein Ziel mit variierender Wurfentfernung wurde ebenfalls ein sehr konstanter Abwurfort beobachtet, der von einer sich ändernden Entfernung zum Ziel nicht beeinflusst wurde. Ein solch konstanter Abwurfort wird natürlich durch die konstanten Segmentlängen des Körpers und des Wurfarmes maßgeblich unterstützt. Es ist ungeklärt, welchen Anteil dieser Umstand bzw. die räumliche Kontrolle des Weges der Hand an diesem Phänomen haben.

Die mit der Länge des Beschleunigungsweges gewichteten Ergebnisse der Trajektorienannäherung (vgl. 3.1.4) können als ein weiteres Indiz der räumlichen Kontrolle des Abwurfes beim Basketballwurf gewertet werden. Trotz der deutlichen Änderung der Wurfentfernung mit einhergehender Verkürzung der Dauer der

Wurfausführung, zeigt sich bei allen Trajektorienabständen ein Trend zu konstanten Werten. Der Anteil des Beschleunigungsweges des Balles, bei dem die jeweiligen Grenzen unterschritten werden, bleibt - bis auf Ausreißer - über alle Wurfentfernungen und alle Probanden ungefähr konstant. Der Umstand, dass diese Ergebnisse nicht vom Könnensgrad des Werfers abhängen, spricht für einen möglichen generellen Einfluss eines räumlichen Reglers auf die Koordination der Basketballwurfbewegung.

Letztendlich steht damit die Annäherung der GEM in den Ortsparametern im Einklang mit den vorherrschenden Theorien zur Kontrolle und Koordination von Zielwurfbewegungen.

Durch die vermutete Antizipation der späteren Flugbahn bei der Koordination des Beschleunigungsweges des Balles, müssen die Abweichungen des Richtungswinkels des Vektors der resultierenden Geschwindigkeit von dem Schnitt durch die GEM in der  $x - \alpha$  Ebene vergleichsweise gering sein. Die beobachtete Beschleunigung des Balles entlang seiner späteren Flugbahn impliziert, dass das Verhältnis der vertikalen und der horizontalen Geschwindigkeitskomponente solche Werte annimmt, die jeweils nahe an günstigen Abwurfbedingungen und damit nahe an dem Schnitt durch die GEM liegen. Dieses wird dadurch bestätigt, dass die Trajektorie des Balles im  $x - \alpha$  Schnitt durch die GEM deutlich vor dem Abwurf die Grenzen aus der Sensitivitätsanalyse unterschreitet (vgl. Abbildung 12, A-Tabelle 3). Ein frühzeitiges Unterschreiten der Grenzen der Sensitivitätsanalyse bedeutet weiterhin eine Verringerung des koordinativen Kontrollaufwandes durch den Werfer.

#### *Phänomen der gewählten minimalen Abwurfgeschwindigkeit bei Zielwürfen*

Bei der Betrachtung der  $\alpha - v$  Schnitte durch den Parameterraum und die GEM fällt auf, dass die Abwurfwinkel und -geschwindigkeits Kombinationen für die Entfernungen D2 bis D4 sehr genau im Minimum der Schnittkurve durch die GEM zu finden sind (vgl. 3.1.6, Abbildung 19). Dieser Umstand ist unabhängig von der Expertise und findet sich sowohl bei erfahrenen als auch bei unerfahrenen Wurfenden

(vgl. Abbildung 18). Bezüglich des Abwurfwinkels deckt sich dies mit bestehenden Erkenntnissen, bei denen keine signifikanten Unterschiede zwischen erfahrenen und unerfahrenen Werfern gefunden wurden (Button et al., 2003; Hudson, 1982; S. Miller & Bartlett, 1996).

Beim Basketballwurf werden die Abwurfwinkel so gewählt, dass sie in einem Bereich liegen, der eine besonders hohe Fehlertoleranz hinsichtlich des Abwurfwinkels und der Abwurfgeschwindigkeit zulässt. Brancazio (Brancazio, 1980) hat in seinen theoretischen Überlegungen den optimalen Abwurfwinkel mit  $49.2^\circ$  angegeben. Ein solcher Abwurfwinkel maximiert insgesamt die zulässigen Toleranzen der Abwurfparameter für einen erfolgreichen Wurf. Zusätzlich führt dieser Abwurfwinkel zu einer minimalen Abwurfgeschwindigkeit des Balles. Interessanterweise liegen die beim Basketball beobachteten Werte des Abwurfwinkels, in Abhängigkeit der jeweiligen Wurfentfernung, mit  $48^\circ$ - $55^\circ$  in diesem Bereich bzw. leicht darüber (S. Miller & Bartlett, 1996).

Die Häufung der Abwurfkombinationen im Minimum der Schnittkurve durch die GEM zeigt, dass die Werfer in der Lage sind, abhängig von der für sie charakteristischen Abwurfposition, einen Abwurfwinkel und eine Abwurfgeschwindigkeit zu treffen, die die Ausführung des Wurfes hinsichtlich der Ökonomie optimiert. Dieses zeigt sich deutlich für die Entfernungen D2, D3 und D4 (vgl. Abbildung 19). Bei Entfernung D1 lässt sich eine leichte Verschiebung hin zu größeren Abwurfwinkeln erkennen. Durch die geringe Entfernung zum Korb spielen hier die Abmessungen des Balles und des Korbringes eine große Rolle. Geringere Abwurfwinkel würden eine Berührung von Ball und Korbring sehr wahrscheinlich machen, was letztendlich den Wurferfolg gefährden könnte. Bei den theoretischen Überlegungen wurde dieser Umstand nicht mit einbezogen. Durch die geringe Entfernung zum Korb führt die Wahl eines etwas größeren Abwurfwinkels zu einem steileren Eintreffwinkel des Balles in den Korb, der eine Berührung von Ball und Korb unwahrscheinlicher macht.

Beim Zielwurf im Unterhandwurf berichtet Dupuy (Dupuy et al., 2000) über dasselbe Phänomen. Auch bei unterschiedlichen Entfernungen zum Ziel waren die Kombinationen von Abwurfwinkel und -geschwindigkeit jedesmal im Minimum der Winkel - Geschwindigkeit Darstellung zu finden. Dupuy folgerte aus diesem Umstand,

dass der Mensch grundsätzlich in der Lage ist, bei Wurfbewegungen automatisch die physikalisch optimale Lösung im Sinne des geringsten Aufwandes zu finden.

Wie und warum der Mensch beim Zielwurf in der Lage ist, einen solchen günstigen Abwurfwinkel unabhängig von der spezifischen Wurferfahrung zu wählen, ist nicht geklärt.

*Die Häufung der Abwurfparameter im Minimum des Schnittes durch die GEM unterstreicht den späten Eintritt in die GEM*

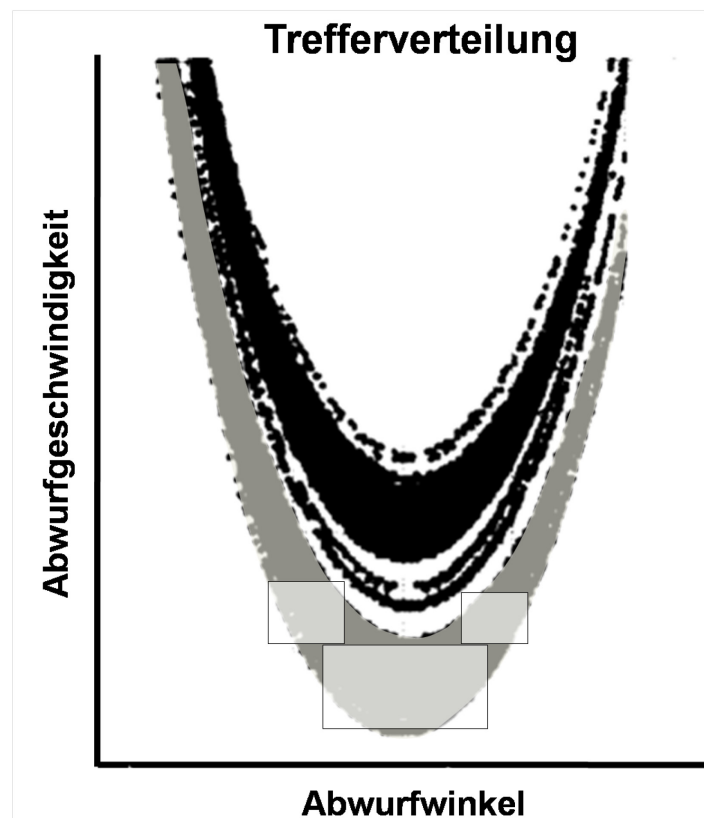
Die Tatsache, dass beim Basketballwurf die  $\alpha - v$  Abwurfkombinationen des Balles im Minimum der Schnittkurve durch die GEM liegen, unterstützt das Ergebnis, dass die GEM erst unmittelbar vor dem Abwurf erreicht wird. Ein Basketballwurf wird vornehmlich als Überkopfwurf ausgeführt. Die Rotation im Ellenbogengelenk führt dazu, dass sich der Richtungswinkel des Vektors der resultierenden Geschwindigkeit des Balles im Laufe der Beschleunigungsphase verringert. Potenziell günstige  $\alpha - v$  Abwurfkombinationen zu einem früheren Zeitpunkt würden daher bei gegebener Abwurfposition höhere Abwurfgeschwindigkeiten notwendig machen. Würde der Ball nun einen längeren Zeitraum in und entlang der GEM geführt werden, so müsste dieser notwendigerweise abgebremst werden, da der Abwurf im Minimum der Schnittkurve durch die GEM liegt und man sich diesem Punkt aus dem Bereich höherer Abwurfwinkel und -geschwindigkeiten annähert. Ein Abbremsen des Basketballes während der Beschleunigungsphase ist aber aufgrund seiner Größe kaum möglich. Dadurch, dass ein Basketball nicht fest gegriffen werden kann, gilt er als abgeworfen, sobald er nicht mehr in seiner momentanen Bewegungsrichtung beschleunigt wird. Dieses ist gleichbedeutend damit, dass die Wurfhand keine Kraft mehr auf den Ball ausübt und damit kein Kontakt mehr zum Ball besteht.

Zusammengenommen erhärtet dieses das Ergebnis, dass die GEM erst kurz vor dem Abwurf erreicht wird. Vor dem Abwurf gibt es keine Phase, in der sich die Trajektorie des Balles innerhalb und entlang der GEM bewegt.



*Erhöhung der Trefferwahrscheinlichkeit durch die Lage der  $\alpha - v$  Abwurfkombinationen im Minimum der Schnittkurve durch die GEM*

Grundsätzlich ist nicht geklärt, warum die Kombinationen von Abwurfwinkel und –geschwindigkeit im Minimum der Schnittkurve durch die GEM liegen. Neben dem Ziel einer möglichst ökonomischen Ausführung der Wurfbewegung mit minimalem Aufwand, versprechen diese Parameterkombinationen eine hohe Trefferwahrscheinlichkeit (vgl. Abbildung 54).



**Abbildung 54: Trefferwahrscheinlichkeit von  $\alpha - v$  Abwurfkombinationen (modifiziert nach (Silverberg et al., 2003))**

Darstellung der Wahrscheinlichkeitsverteilung hinsichtlich des Wurferfolges verschiedener Kombinationen von Abwurfwinkel und –geschwindigkeit. Dunkle Stellen stehen für eine erfolgreiche Kombination von Parametern. Der graue Bereich beschreibt Würfe, die direkt ohne Ring- oder Brettkontakt treffen. Die hellen Quadrate verdeutlichen die kumulierte Wahrscheinlichkeit eines Treffers von Abwurfparametern eines bestimmten Bereiches der Darstellung.

Verschiedene Simulationsrechnungen zeigten, dass Abwurfkombinationen im Bereich des Minimums der Schnittkurve durch die GEM im Bereich einer hohen

Trefferwahrscheinlichkeit liegen (Hamilton & Reinschmidt, 1997; Huston, 2003; Okubo & Hubbard, 2006; Silverberg et al., 2003). Die kumulierte Wahrscheinlichkeit für einen Treffer nimmt in diesem Bereich sehr hohe Werte an. Die Verteilung der erfolgreichen Abwurfkombinationen im Bereich des Minimums zeigt eine größere Variationsbreite beim Abwurfwinkel im Vergleich zur Abwurfgeschwindigkeit. Dieser Umstand wird von allen Werfern intuitiv ausgenutzt. Bei der Darstellung der Abwurfkombinationen von allen Werfern (Abbildung 19) verteilen sich die erfolgreichen Kombinationen entlang des Schnittes durch die GEM. Damit variiert für alle Wurfentfernungen der Abwurfwinkel in höherem Maße als die Abwurfgeschwindigkeit. Diese Beobachtungen gehen einher mit denen von Smeets (Smeets et al., 2002) bei der Untersuchung der Abwurfbedingungen beim Dartwurf. Er interpretierte die Ergebnisse in der Art, dass es das zentrale Ziel des Werfers sei, die Wurfbewegung derart zu koordinieren, dass die Variationen der Geschwindigkeit des Dartpfeils zum Zeitpunkt des Abwurfes minimiert werden. In der hier dargestellten Studie zeigte sich in diesem Sinne ebenfalls, dass die Werfer die möglichen Variationen im Abwurfwinkel vermehrt ausloteten und je nach ihren Möglichkeiten, um eine konstante Abwurfgeschwindigkeit bemüht waren.

#### **4.1.2. Die Abwurfgeschwindigkeit des Balles als kritischer Parameter bei der Annäherung der GEM**

Beim Zielwurf spielt die Abwurfgeschwindigkeit als sensitivster Abwurfparameter eine zentrale Rolle. Toyoshima (Toyoshima et al., 1985) zeigte beim Basketballwurf, dass der Wurferfolg hauptsächlich von der richtigen Abwurfgeschwindigkeit abhängt. Passend hierzu wurde die im Wesentlichen senkrechte Annäherung der Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des Balles an die GEM im  $x - v$  Schnitt durch den Parameterraum beobachtet. Erst unmittelbar vor dem Abwurf zeigt sich ein Einbiegen der Balltrajektorie in die Richtung des Verlaufes des Schnitts durch die GEM und letztendlich eine tangentielle Annäherung. Es kann vermutet werden, dass die deutliche Änderung der Verlaufsrichtung der Balltrajektorie eine hohe Leistung der motorischen Kontrolle erfordert. Der hohe Kontrollaufwand wird erst kurz vor dem Abwurf benötigt

und ist auch erst hier sinnvoll, da der Abstand der Balltrajektorie zum Schnitt durch die GEM in der Zeit davor zu groß ist. Hier ist es vornehmlich das Ziel, die resultierende Ballgeschwindigkeit überhaupt in einen der Wurfentfernung angemessenen Bereich zu steigern. Eine spezielle Kontrolle der resultierenden Abwurfgeschwindigkeit ist dagegen am Ende der Beschleunigungsphase notwendig. Hier ist es dann wichtig, dass eine für einen erfolgreichen Wurf passende Abwurfgeschwindigkeit möglichst genau getroffen wird. In der Annäherung an die GEM ist diese Phase durch das Einbiegen der Trajektorie in tangentialer Richtung zur GEM gekennzeichnet. Für einen Regler würde dies bedeuten, dass im Verlauf der Beschleunigungsphase die grundsätzliche Ausrichtung geändert werden müsste. Durch die geringe bis zum Abwurf verbleibende Zeit scheiden auf sensorischem Feedback basierende Kontrollmechanismen praktisch aus, da eine aktive Einflussnahme zu dieser Zeit nicht mehr möglich ist.

*Geringere Streuungen der Abwurfparameter gehen einher mit hoher Expertise und größerem Wurferfolg*

Bei den Streuungen des Abwurfwinkels und der Abwurfgeschwindigkeit wurden signifikante Unterschiede bezüglich der Expertise gefunden (vgl. 3.1.8.3). Eine Ausnahme bildeten die Ergebnisse der Entfernung D1, die möglicherweise durch die ungewohnt geringe Entfernung zum Korb für einen Standwurf zu erklären sind.

Bei den Werfern mit geringer Expertise gehen die höheren mittleren Standardabweichungen der Abwurfparameter mit einer geringeren Trefferrate einher. Gleichzeitig zeigte sich eine größere Streuung der Trajektorienverläufe bei der Annäherung der GEM (vgl. 3.1.5 und 3.1.6).

In der Literatur finden sich bei Müller (H. Müller, 2001) und Button (Button et al., 2003) ebenfalls Hinweise auf größere Variationen der Trajektorienverläufe und Abwurfparameter bei unerfahrenen Werfern. Müller (H. Müller, 2001) sieht dabei die Variabilität bei der Bewegungsausführung als Teil seiner TNC-Hypothese an, die für eine größere Erfolgsrate bei zielgerichteten Bewegungen reduziert werden muss. Gleichzeitig schreibt er der Variabilität einen funktionellen, kompensatorischen

Charakter zu, der eine Optimierung der Bewegungsausführung bezüglich eines Parameters zum Ziel hat. Dieser Gedankengang wird von Button (Button et al., 2003) unterstützt, der bei erfahrenen Werfern zwar eine Reduktion der Bewegungsvervariabilität beobachtete, die sich seiner Meinung nach im Hinblick auf die bessere Trefferleistung nicht deutlich genug von der der unerfahrenen Werfer unterschied. Neben der geringeren Variabilität der Abwurfparameter müssen erfahrene Werfer so besser in der Lage sein, eine passende Abwurfgeschwindigkeit des Balles anzuvisieren und zu treffen. Dieses zeigt sich deutlich an der höheren Trefferrate von Werfern mit hoher Expertise (Button et al., 2003; Hudson, 1982).

Die geringeren mittleren Standardabweichungen stellen in dieser Studie den deutlichsten und einzigen Unterschied zwischen erfahrenen und unerfahrenen Werfern dar. Zentraler Punkt für den Wurferfolg des Basketballwurfes scheint damit das Treffen der richtigen Abwurfgeschwindigkeit zu sein.

#### **4.1.2.1. Funktionelle Kompensation von Geschwindigkeitsvariationen**

Die Verläufe der Variationskoeffizienten (VK) der Segmentgeschwindigkeiten von Wurfarm und Ball geben Hinweise, dass die Wurfbewegung grundsätzlich so koordiniert ist, eine bestimmte Abwurfgeschwindigkeit präzise zu treffen (vgl. 3.1.8.2). Der Median des VK der Ballgeschwindigkeit zeigt für die Beschleunigungsphase bis hin zum Abwurf ein streng monoton fallendes Verhalten, wobei die geringsten Werte jeweils zum Zeitpunkt des Abwurfes auftreten. Ziel der Beschleunigungsphase des Balles ist das Erreichen einer ganz bestimmten, auf die Wurfentfernung abgestimmten Abwurfgeschwindigkeit, die das Treffen des Korbes ermöglicht. Woher die Werfer diese günstige Abwurfgeschwindigkeit zu kennen scheinen, bleibt ungeklärt.

Die statistische Analyse belegt weiterhin, dass zum Zeitpunkt des Abwurfes die VK der Ballgeschwindigkeit für die Entfernungen D2, D3 und D4 bei den erfahrenen Werfern geringer sind, als die der unerfahrenen Werfer. Zum Zeitpunkt S1, 50ms vor dem Abwurf, gibt es noch bei den Entfernungen D3 und D4 signifikante Unterschiede in den VK der Ballgeschwindigkeit (vgl. 3.1.8.2, A-Tabelle 13). Dieses deckt sich mit den gefundenen, geringeren mittleren Standardabweichungen der Abwurfparameter bei den

erfahrenen Werfern (vgl. 3.1.8.3). Hier zeigt sich insgesamt ein Zusammenhang zwischen einer größeren Trefferrate und geringeren Abweichungen bei der Abwurfgeschwindigkeit.

Ein weiteres Indiz für die Ausrichtung der Wurfbewegung auf das Erreichen einer optimalen Abwurfgeschwindigkeit stellt der Verlauf des VK des Segmentschwerpunktes der Hand dar. Für alle Wurfentfernungen steigt der Median des VK in den letzten 30-40ms vor dem Abwurf deutlich an (A-Tabelle 12). Die VK des Unterarmes und des Oberarmes zeigen ebenfalls einen Trend zu höheren Werten in Richtung des Abwurfes. Der Anstieg der VK der Armsegmente spiegelt sich nicht in dem Verlauf des VK der Ballgeschwindigkeit wider.

Die Bewegung des Wurfarmes, vor allem die der Wurfhand, wird damit grundsätzlich so koordiniert, dass Variationen in den Schwerpunktsgeschwindigkeiten der einzelnen Segmente sich gegenseitig im Sinne einer funktionellen Variabilität (H. Müller, 1999) kompensieren. Ergebnis dieser Kompensation ist eine Minimierung der Geschwindigkeitsvariationen des Balles. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass solche kompensatorischen Mechanismen auch bei den unerfahrenen Werfern vorhanden sind. Hinsichtlich des Könnensgrades der Werfer wurden Unterschiede bei der Geschwindigkeit des Balles gefunden, aber nicht bei den Segmenten des Wurfarmes. Die beobachtete Situation bei den Entfernungen D3 und D4 legt nahe, dass die Kompensation von Geschwindigkeitsvariationen bei Werfern mit hoher Expertise stärker ausgeprägt ist. Der größere Wurferfolg von Werfern mit hoher Expertise scheint durch ein geringeres Maß an Rauschen (H. Müller, 2001; H. S. Müller, D, 2004) in den Bewegungsprogrammen und dadurch einer größeren Konstanz der Abwurfgeschwindigkeit des Balles bedingt zu sein.

Eine solche Optimierung einer Wurfbewegung, im Hinblick auf das Erreichen einer präzisen Abwurfgeschwindigkeit, folgerte bereits Smeets (Smeets et al., 2002) aus seinen Untersuchungen zu Dartwürfen. Ungenauigkeiten bei der Bewegung des Wurfarmes und Variationen des Abwurfes wurden hier für eine Reduktion von Varianzen der Abwurfgeschwindigkeit in Kauf genommen.

Kompensatorische Mechanismen im Hinblick auf die Ballgeschwindigkeit sind bei Wurfbewegungen auch bei anderer Gelegenheit beobachtet und untersucht worden

(Bartlett et al., 2007; Button et al., 2003; Dupuy et al., 2000; Kudo et al., 2000; S. Miller, 1998; H. Müller, 1999; Robins et al., 2008; Smeets et al., 2002).

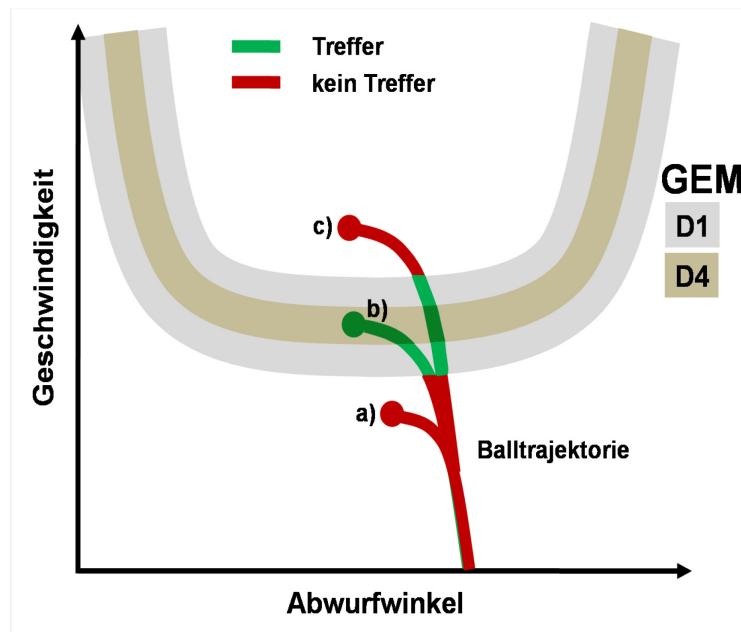
Müller (H. Müller, 1999) fand kompensatorische Beziehungen zwischen den Abwurfparametern beim Dartwurf im Hinblick auf eine Verbesserung der Präzision des Wurfes.

Dupuy (Dupuy et al., 2000) und Kudo (Kudo et al., 2000) stellten fest, dass die Genauigkeit eines Wurfes in geringerem Maße variierten, als es die beobachteten Variationen in den einzelnen Abwurfparametern erwarten ließen. Eine partielle Änderung der Abwurfparameter hatte jeweils einen größeren Einfluss auf das Wurfergebnis als die gleichzeitige Änderung aller Parameter, woraus eine kompensatorische Beziehung der Abwurfparameter untereinander gefolgert wurde. Im Hinblick auf mögliche Unterschiede von erfolgreichen und verfehlenden Sprungwürfen beim Basketball wurden die VK der Geschwindigkeiten von ausgewählten Gelenkpunkten und des Balles zum Zeitpunkt des Abwurfes untersucht (Bartlett et al., 2007; S. Miller, 1998). Obwohl keine Verbindung zwischen Wurferfolg und Höhe des VK nachgewiesen werden konnte, wies der VK der Ballgeschwindigkeit auch hier die geringsten Werte auf. Button (Button et al., 2003) und Robins (Robins, 2006; Robins et al., 2008) vermuteten bei Basketballwürfen kompensatorische Effekte in der Art, dass sich die beobachtete Zunahme der Standardabweichungen der Gelenkwinkel entlang des Wurfarmes nicht in einer erwarteten, größeren Variabilität des Abwurfortes des Balles widerspiegelte. Robins (Robins et al., 2008) registrierte das Vorhandensein von kompensatorischen Effekten bei Werfern mit sowohl hoher als auch geringer Expertise. Diese Effekte waren bei Werfern mit hoher Expertise stärker ausgeprägt.

*Ein präzises Treffen der Abwurfgeschwindigkeit hängt mit einem präzisen Treffen der GEM zusammen*

Der Basketballkorb kann durch Würfe mit einer zu geringen bzw. zu großen Abwurfgeschwindigkeit verfehlt werden. Im ersten Fall wird die GEM gar nicht erst erreicht (Abbildung 54a). Im zweiten Fall wird zwar die GEM erreicht, aber, durch ihre

geringe Ausdehnung in Richtung der Geschwindigkeit, vor dem Abwurf wieder verlassen (Abbildung 54c). Ist die Abwurfgeschwindigkeit so dosiert, dass sie innerhalb der GEM liegt, trifft der Ball den Korb (Abbildung 54b). Weiterhin reduziert sich mit größerer Wurfweite die Ausdehnung der GEM in Geschwindigkeitsrichtung, womit sich



**Abbildung 55: Annäherung der GEM in der  $\alpha - v$  Ebene in schematischer Darstellung**

Betrachtung der Annäherung der GEM im durch Abwurfwinkel und –geschwindigkeit gebildeten Schnitts durch die GEM exemplarisch für die Entfernungen D1 und D4. Die skizzierten Balltrajektorien verdeutlichen den eher senkrecht zum GEM-Schnitt orientierten Zulauf der Balltrajektorie. Die dargestellten Trajektorien verdeutlichen die Möglichkeiten in Richtung steigender Abwurfgeschwindigkeit, dass die GEM

- (a) gar nicht erst erreicht wird
- (b) für den Abwurf erreicht wird
- (c) erreicht und vor dem Abwurf wieder verlassen wird

Die Farben der Trajektorien zeigen Bereiche der dargestellten Trajektorien an, wo ein Wurf den Korb treffen bzw. verfehlen würde, wenn die Kombination der Abwurfparameter dort liegen würde.

auch die möglichen Variationen in der Abwurfgeschwindigkeit eines erfolgreichen Wurfes verringern, was mit einer geringeren Trefferausbeute bei größerer Wurfentfernung einhergeht. Beim Basketballstandwurf ist damit das primäre Ziel, überhaupt eine geeignete Abwurfgeschwindigkeit zu treffen. Dieses ist gleichbedeutend damit, dass die Balltrajektorie die GEM so annähert bzw. versucht zu erreichen, dass der Abwurf innerhalb der GEM liegt. Die GEM wird nicht nur erst kurz vor dem

Abwurf erreicht, sondern der zentrale Punkt scheint zu sein, dass sie zum Zeitpunkt des Abwurfes überhaupt erreicht wird.

#### **4.1.2.2. Die Bewegung des Handgelenkes in der Phase des Abwurfs**

Der deutliche Anstieg des VK der Geschwindigkeit der Wurfhand geschieht zu einem Zeitpunkt, an dem das Handgelenk sehr aktiv an der gesamten Bewegung beteiligt ist (vgl. 3.1.8.1 und 3.1.8.2). Durch die feste Verbindung kann aufgrund der Variabilitäten in der Geschwindigkeit des Schwerpunktes der Wurfhand auf Variabilitäten in der Rotationsbewegung des Handgelenkes geschlossen werden. Eine mögliche Interpretation der zunehmenden variablen Handgelenkbewegung, ist die Kompensation von Ungenauigkeiten der gesamten Wurfbewegung zum Herbeiführen einer kontrollierten und präzisen Abwurfsituation. Ausschlaggebend ist der Anstieg des VK der Geschwindigkeit der Hand kurz vor dem Abwurf und die gleichzeitige kontinuierliche Reduktion des VK der Ballgeschwindigkeit (vgl. Abbildung 24, A-Tabelle 12).

In Bezug auf die Annäherung der GEM kann der Einsatz des Handgelenkes die Funktion haben, präzise eine geeignete Abwurfgeschwindigkeit des Balles zu treffen. Am Verlauf der Winkelgeschwindigkeit des Handgelenkes (vgl. Abbildung 22) lässt sich erkennen, dass die Bewegung der Hand erst zum Schluss der Beschleunigungsphase des Balles stattfindet. Zu diesem Zeitpunkt ändert sich im  $x - v$  Schnitt durch den Parameterraum ebenfalls die Annäherungscharakteristik der Balltrajektorie an den Schnitt durch die GEM. Nach der vorherigen, eher senkrechten Annäherung kommt es zu einem tangentialen Anschmiegen an die GEM.

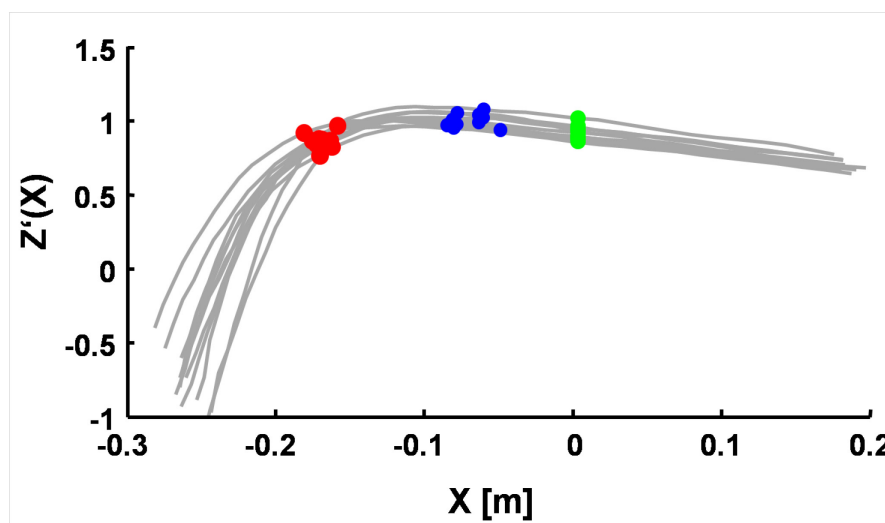


Die kurz vor dem Abwurf stattfindende feine Angleichung des Bewegungszustandes des Balles lässt sich in Abbildung 56 erkennen. Die Abbildung zeigt die Ableitung der Wurfparabel ( 57 ) und damit die Änderung der Bewegungsrichtung des Balles bzw. der angenäherten Wurfparabel ( 56 ), bezüglich der horizontalen Koordinate  $x(t)$  einer Wurfserie eines Probanden auf die Entfernung D2.

$$Z(x) = -\frac{g}{2\dot{x}^2}x^2 + \frac{\dot{z}}{\dot{x}}x + z_0 \quad (56)$$

$$Z'(x) = -\frac{g}{\dot{x}^2}x + \frac{\dot{z}}{\dot{x}} \quad (57)$$

Die Darstellung ist repräsentativ für alle Probanden und alle Wurfentfernungen. Die Ableitung der Wurfparabel ( 57 ) zeigt für die Bewegung des Balles einen nahtlosen Übergang von der Beschleunigungsphase zur Flugphase, obwohl hier noch ein Kontakt zwischen Hand und Ball vorliegt und das Handgelenk zusätzlich eine sehr variable Bewegungsausführung zeigt.



**Abbildung 56: Änderung der Flugparabel des Balles**

Darstellung der Ableitung  $\frac{dZ(x)}{dx}$  der approximierten Flugparabel  $Z(x)$  des Balles. Es sind die Trajektorien einer Wurfserie eines Probanden auf die Entfernung D2 gezeigt. Der dargestellte Verlauf ist für alle Wurfentfernungen und alle Probanden charakteristisch. Die roten Punkte markieren jeweils einen Zeitpunkt 50ms vor dem Abwurf. Die grünen Punkte markieren den Abwurfzeitpunkt. Die Trajektorien wurden bezüglich der horizontalen Koordinate  $x(t_0)=0$  zum Zeitpunkt des Abwurfes ausgerichtet. Die blauen Punkte verdeutlichen den ermittelten Zeitpunkt des Eintritts in die GEM etwa 20ms bzw. 5 Samples vor dem Abwurf.

Näherungsweise ab einer Zeit 50ms vor dem Abwurf, entspricht die Bewegungsbahn des Balles in der x-z Ebene der späteren Flugbahn des Balles (vgl. Abbildung 56). Dieses deckt sich weitgehend mit den Ergebnissen von Tsarouchas (Tsarouchas et al., 1988), die eine sehr hohe Korrelation zwischen der Bewegungsbahn des Balles vor dem Abwurf mit der späteren Flugbahn des Balles nach dem Abwurf zeigten.

Der Kontakt zwischen Hand und Ball führt hier zu keiner merklichen Richtungsänderung der Bewegung des Balles. Als mögliche Interpretation bleibt, dass in dieser Phase eine letzte Feinabstimmung des Abwurfwinkels, und vor allem der Abwurfgeschwindigkeit, stattfindet. Der ermittelte Zeitpunkt des Eintritts in die GEM liegt mitten in der Phase der bis zum Abwurf nahezu unveränderten Bewegungsbahn des Balles. Gleichzeitig weist die Wurfhand in dieser Phase eine hohe und variable Bewegungsaktivität auf. Damit kann der Bewegung der Hand kurz vor dem Abwurf eine wichtige Rolle beim Erreichen einer günstigen Abwurfgeschwindigkeit, und damit beim Erreichen der GEM, zugeschrieben werden. Ausschlaggebend scheinen hierfür kompensatorische Mechanismen im Sinne einer funktionellen Variabilität (H. Müller, 1999) zu sein. Somit spielt die Bewegung des Handgelenkes bei der Präzision des Basketballwurfes eine zentrale Rolle.

#### *Die Bewegung des Handgelenkes führt zu einer Verlängerung des Kontaktes zwischen Hand und Ball*

Durch das Abklappen der Hand werden die Finger dem Ball in dessen Bewegungsrichtung hinterher geführt. Die späte Bewegung des Handgelenkes trägt so zu einer Verlängerung des Kontaktes zwischen Hand und Ball. Durch die Bewegung im Handgelenk verlängert sich damit die Phase, in der der Werfer noch Einfluss auf die Bewegung des Balles ausüben kann. Der Beginn der Bewegung des Handgelenkes ist mit dem Anstieg der Rotation des Balles verknüpft. Gleichzeitig fällt die resultierende Beschleunigung des Balles ab. Diese Phase kann man als eine Art Ablöseprozess zwischen Hand und Ball ansehen. Da der Werfer in dieser Phase immer noch eine

gewisse Kontrolle über den Ball hat, lässt sich vermuten, dass hier noch ein Feintuning der Abwurfgeschwindigkeit und des Abwurfwinkels stattfindet.

### *Zentrale Rolle der Handgelenksbewegung bei der präzisen Ausführung zielgerichteter Bewegungen*

In der Literatur wird der Bewegung der Hand und des Handgelenkes bei zielgerichteten Bewegungen eine wichtige Rolle zugeschrieben.

Debicki (Debicki et al., 2004) folgerte bei Wurfbewegungen eine präzise Koordination der distalen Muskeln des Handgelenkes, um gezielt auftretende passive Gelenkmomente zu nutzen bzw. abzdämpfen. Dieses wurde u.a. an einer deutlichen Koaktivierung der Muskulatur des Handgelenkes fest gemacht. Tang (Tang & Shung, 2005) fand bei Basketballwürfen auf kurzen bis mittleren Distanzen eine Korrelation zwischen der Kraftfähigkeit der Muskulatur des Handgelenkes und der Präzision des Wurfes. Sakurai (Sakurai & Ohtsuki, 2000) untersuchte gezielte Schläge, die beim Badminton von Spielern unterschiedlicher Expertise ausgeführt wurden. Den wesentlichen Unterschied zwischen den Spielern sah er in den Aktivierungsmustern der Handgelenksmuskulatur. Gute Spieler wiesen hier deutlich konstantere Muster auf, wogegen sich die Aktivierungsmuster der proximalen Muskeln des Schlagarmes nicht unterschieden. Der Koordination der distalen Muskeln des Schlagarmes wurde hier eine Schlüsselrolle beim Erreichen einer präzisen Bewegungsausführung zugeschrieben.

Auch in der vorliegenden Studie wurde eine deutliche Koaktivierung der Muskulatur des Handgelenkes beim Wurf festgestellt (vgl. 3.4, Abbildung 50). Eine Koaktivierung der Muskulatur des Handgelenkes führt zu einer Erhöhung der Gelenksteifigkeit. Zudem spielt eine Koaktivierung eines antagonistischen Muskelpaares in der Literatur, auch beim Prinzip der Selbststabilität des menschlichen Bewegungsapparates, eine wichtige Rolle (Wagner & Blickhan, 1999, 2003). Unter bestimmten Bedingungen ist die Koaktivierung eines antagonistischen Muskelpaares eine Voraussetzung für das Auftreten selbststabiler Effekte. Es kann vermutet werden, dass die beobachtete Koaktivierung der Muskulatur des Handgelenkes Hinweise auf eine Nutzung

selbststabiler Effekte liefert. Im Hinblick auf eine präzise Dosierung der Abwurfgeschwindigkeit des Balles wäre die Nutzung solcher Effekte durchaus sinnvoll, da durch die unmittelbare Nähe des Handgelenkeinsatzes zum Abwurf eine sensorische Kontrolle der Bewegung nahezu ausgeschlossen ist. Das Zusammenspiel der beobachteten Koaktivierung und der dämpfenden mechanischen Eigenschaften menschlicher Muskulatur (Blickhan et al., 2007) lassen das Handgelenk als eine Art Feder-Dämpfer-System erscheinen, das möglicherweise genutzt werden kann, um Ungenauigkeiten in der Bewegung des Ellbogen- und Schultergelenkes zu kompensieren.

#### **4.1.3. Seitliche Abweichungen**

Die Betrachtung der Annäherung der GEM in den  $x - y$  und  $x - v_y$  Schnitten zeigt quer zur Wurfrichtung eine sehr unkritische Situation. Beim Ortsparameter  $y$  ist der Abstand der Balltrajektorie zum GEM-Schnitt, während der gesamten Beschleunigungsphase, kleiner als die in der Sensitivitätsanalyse ermittelten Grenzen. Beim Geschwindigkeitsparameter  $v_y$  werden die Grenzen im Vergleich zur resultierenden Geschwindigkeit relativ früh vor dem Abwurf unterschritten. Dieses unkritische Verhalten der lateralen Parameter deckt sich mit der Beobachtung, dass sich die Bewegung beim Basketballwurf hauptsächlich auf die Sagittalebene des Werfers beschränkt. Hore (Hore, Watts, & Tweed, 1994) beobachtete in diesem Zusammenhang bei Zielwürfen mit kleineren Bällen, dass die theoretischen 7 Freiheitsgrade des Wurfarms zum Zeitpunkt des Abwurfes auf nur 2 Freiheitsgrade reduziert wurden.

Allgemein geht man davon aus, dass Wurfbewegungen aufgrund ihrer kurzen Dauer nicht durch sensorisches Feedback, sondern durch motorische Feed-Forward Programme gesteuert werden (Hore et al., 1999; Hore & Watts, 2005). Insofern stellt eine Reduktion der Freiheitsgrade des Wurfarms eine Vereinfachung der Vorausplanung der Bewegung dar. Wenn die Wurfbewegung im Wesentlichen bei der Ausführung auf eine Ebene beschränkt wird, kann durch eine geeignete Ausrichtung der Ebene auf das Ziel, die Kontrolle der Bewegung seitlich zur Wurfrichtung erheblich vereinfacht werden. Die vorhandenen koordinativen Ressourcen können so vermehrt für

die Planung und Kontrolle des Abwurfwinkels und der Abwurfgeschwindigkeit verwendet werden. Kommt es bei der Planung der Bewegung zu einer fehlerhaften Ausrichtung dieser gedachten Ebene, kann es durch laterale Abweichungen zu Fehlwürfen kommen, obwohl dem Ball eine passende Abwurfgeschwindigkeit und ein passender Abwurfwinkel erteilt wurde. Dieses würde auch erklären, warum in Abbildung 19 einige Fehlwürfe im  $\alpha - v$  Schnitt durch den Parameterraum genau auf der Schnittkurve durch die GEM liegen und damit eigentlich getroffen haben müssten. Abweichungen in der lateralen Ausrichtung der Wurfbewegung bei der Planung würden zudem erklären, warum es trotz der generellen, frühen Unterschreitung der Grenzen der Sensitivitätsanalyse in den  $x - y$  und  $x - v_y$  Schnitten durch den Parameterraum dazu kommt, dass Würfe den Korb in seitlicher Richtung verfehlen.

## **4.2. Koordination der Basketballwurfbewegung**

### **4.2.1. Das Feder-Masse-Wurfmodell**

Für einen erfolgreichen Wurf muss sich die Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des Balles zum Zeitpunkt des Abwurfes in der GEM befinden. Die Koordination der einzelnen Körpersegmente bestimmt den Verlauf der Trajektorie und damit die Annäherung der GEM. Die Wurfbewegung ist das Ergebnis der Überlagerung der Teilbewegungen des Unterkörpers und des Oberkörpers. Die Bewegung der Beine und des Rumpfes beschränken sich hauptsächlich auf die vertikale Richtung, wobei die Bewegung des Wurfarmes für die nötige horizontale Bewegungskomponente zum Erreichen des Korbes zuständig ist. Unter diesem Gesichtspunkt sollte die Zulässigkeit der Auftrennung des Basketballstandwurfes in zwei Teilkörperbewegungen der oberen und unteren Extremität geklärt werden, und wie diese Teilkörperbewegungen zeitlich miteinander koordiniert sind. Darüberhinaus sollte untersucht werden, in welchem Maße die Koordination der beiden Teilkörperbewegungen möglicherweise die Annäherung der GEM beeinflusst.

*Existierende Ganzkörpermodelle im Zusammenhang mit Wurfbewegungen*

Für die Untersuchung des Zusammenspiels der beiden Teilkörperbewegungen wurde ein einfaches, zwei Federn und zwei Massepunkte umfassendes Modell entwickelt. Der einfache Aufbau des Modells gewährleistet eine gute Kontrollierbarkeit und stellt in abstrakter Form den ganzen Körper des Werfers dar und bietet die Möglichkeit, das sequentielle Zusammenspiel der beiden Teilkörperbewegungen in Vorwärtssimulationen zu untersuchen. Ein ähnlicher Modellansatz zur Untersuchung des Zusammenspiels der Bewegungen von Ober- und Unterkörper finden sich u.a. bei Alexander (Alexander, 1991). Neben zwei Modellen des Wurfarmes bei unterschiedlichen Wurfbewegungen findet sich hier ein einfaches Ganzkörpermodell für die Simulation einer einfachen eindimensionalen Stoßbewegung in vertikaler Richtung. Im Unterschied zur vorliegenden Arbeit werden bei Alexander die Knie- und Ellbogengelenke des Modells durch Scharniergelenke dargestellt und durch Drehmomente aktiviert, die auf Grundlage eines Hillschen Muskelmodells berechnet wurden. Alexander (Alexander, 1991) untersuchte mit seinen Modellen, welches Zusammenspiel der Teilkörperbewegungen von Unter- und Oberkörper sich günstig auf die Bewegungsenergie des Wurfgeschosses auswirkte.

Die in der Literatur zu findenden Wurfmodelle sind zumeist auf die Darstellung des Wurfarmes beschränkt (Chowdhary & Challis, 1999, 2001; Herring & Chapman, 1992). Ein kinematisches Modell des Handballwurfes, das den gesamten menschlichen Körper umfasst, findet sich bei Fradet (Fradet et al., 2004; Fradet, Kulpa, Bideau, Multon, & Delamarche, 2003). Dieses Modell wurde zur Vorhersage der Trajektorien der einzelnen Gelenkmittelpunkte beim Handballwurf benutzt. Grundlage der Simulationen war die Bestimmung spezieller Kontrollpunkte der Gelenktrajektorien, die aus der Betrachtung gemittelter Verläufe von mehreren Serien von Handballwürfen gewonnen wurden. Speziell für die Bewegung bei Basketballwürfen finden sich in der Literatur soweit keine vergleichbaren Modellansätze. Die gängigen Simulationen von Basketballwürfen bilden den Zeitraum vom Abwurf bis zum Eintreffen des Balles in den Korb, unter Einbeziehung eines möglichen Kontaktes zwischen Ball und Korbring, ab (Brancazio, 1980; Hamilton & Reinschmidt, 1997; C. Q. Liu et al., 2006; Okubo & Hubbard, 2006;

Silverberg et al., 2003; Tran & Silverberg, 2008). Es finden sich keine Arbeiten, die die Beschleunigungsphase des Balles vor dem Abwurf bzw. den Körper des Werfers oder Teile davon darstellen. Somit stellt das hier vorgestellte, einfache Wurfmodell einen neuen Ansatz dar, die globale Koordination des Ober- und des Unterkörpers beim Basketballwurf zu untersuchen und Aussagen über das Zusammenspiel der Teilkörperbewegungen zu finden.

#### **4.2.2. Identifikation der Teilkörperbewegungen**

Die Ganzkörperbewegung des Basketballstandwurfes lässt sich in zwei Teilkörperbewegungen des Ober- und des Unterkörpers aufspalten. Die Teilbewegung des Oberkörpers umfasst im Wesentlichen die Bewegung des Wurfarmes, die des Unterkörpers die Streckbewegung der Beine. Als Argument für eine Aufspaltung der Gesamtbewegung in zwei Teilkörperbewegungen wurden die Maxima der aufsummierten Gelenkleistungen für Ober- und Unterkörper betrachtet, die für jede der 4 Wurfentfernungen zeitlich gegeneinander verschoben sind (vgl. Abbildung 32, A-Tabelle 22). Die Hauptaktivitätsphasen der Beine und des Wurfarmes sind nicht deckungsgleich. Die Armbewegung beginnt mit einer gewissen Verzögerung zur Beinbewegung, wobei die beiden Teilkörperbewegungen nicht nacheinander statt finden, sondern sich gegenseitig überlagern. Die Überlagerung dieser Teilkörperbewegungen lässt sich bei allen 4 Wurfentfernungen beobachten und ist bezogen auf die Summengelenkleistungen des Ober- und Unterkörpers jeweils unabhängig von der Expertise des Werfers (A-Tabelle 24).

Die Betrachtung der Bewegungsaufakte der Kniegelenke und des Ellbogengelenkes zeigt, dass der Beginn der Bewegung des Wurfarmes gegenüber dem der Beinstreckung signifikant verzögert ist (vgl. 3.2.5). Diese Verzögerung der beiden Teilkörperbewegungen wird wiederum bei allen Wurfentfernungen und bei allen Werfern unabhängig vom Könnensgrad beobachtet. Hierbei handelt es sich um ein grundlegendes Muster, das bei Wurfbewegungen dazu geeignet ist, dem Wurfgegenstand eine möglichst hohe Geschwindigkeit zu verleihen. Lin (Lin et al., 2003) konnte beim schnellen Wurf eines Baseballs die Impulsübertragung von den

Beinen zum Wurfarm zeigen. Auch hier war die Aktion des Wurfarmes gegenüber der Bewegung des Unterkörpers verzögert.

Alexander (Alexander, 1991) zeigte bei Modellbetrachtungen, dass bei einer Ganzkörperbewegung eine optimale Verzögerung der Teilbewegung des Oberkörpers existiert, die die auf einen Wurfgegenstand übertragene Energie maximiert.

Die Abfolge der Maxima der einzelnen Gelenkleistungen (vgl. 3.2.1) unterstützt die Aufspaltung der gesamten Wurfbewegung in zwei Teilkörperbewegungen des Ober- und des Unterkörpers. Bei allen Probanden zeigte sich ausschließlich, dass die Maxima der Gelenkleistung von Knie- und Sprunggelenk der unteren Extremität zeitlich früher vor dem Abwurf liegen als die von Ellbogen- und Handgelenk der oberen Extremität. Diese zeitliche Abfolge erinnert in ihrem Wesen an die Wirkung einer Feder und diente u.a. als Inspiration bei der Erstellung des Feder-Masse-Wurfmodells. Es zeigte sich ebenfalls, dass die Bewegungen der oberen Extremität ähnlich wie bei Alexander (Alexander, 1991) mit einer gewissen Verzögerung zur Bewegung der Beine starteten.

#### **4.2.3. Koordination der Teilkörperbewegungen**

*Die Gelenkparameter der oberen und unteren Extremität sprechen jeweils für eine proximal-zu-distal Koordination der Bewegung*

Die Teilkörperbewegungen des Ober- und des Unterkörpers weisen beim Basketballstandwurf jeweils eine proximal-zu-distal (P-D) Sequenz auf. Die Maxima der Gelenkleistung der proximalen Gelenke werden jeweils zeitlich früher erreicht als die der distalen Gelenke.

In der vorliegenden Arbeit wurden von der oberen und unteren Extremität jeweils lediglich zwei von drei Gelenken betrachtet. Die Gelenkleistungen von Schulter und Hüftgelenk wurden hier nicht betrachtet. Im Gegensatz zu den dargestellten Ergebnissen waren die Werte dieser Gelenke sehr uneinheitlich und durch einen ausgesprochenen



individuellen Charakter geprägt. Erschwert wurde die Situation dadurch, dass die für diese Gelenke betrachteten aus der Inversen Dynamik stammenden Parameter durch starkes Rauschen und Störungen geprägt waren. Dieses war hauptsächlich durch das relativ große aufgenommene Volumen bei den Kinematikdaten und dem von der Software Visual3D verwendeten Algorithmus bei der Berechnung der Gelenkmomente bedingt. Die Gelenkmomente der oberen und unteren Extremität werden jeweils rekursiv, ausgehend von den jeweils distalen Gelenken zum Rumpf hin, berechnet. Bei jedem Rechenschritt kommt es zu einer Erhöhung des Rauschens in den Ergebnissen. Besonders deutlich wurde dieser Effekt bei der Modellierung der Gegenkraft des Balles auf die Hand. Da diese Kraft aus der Beschleunigung des Balles berechnet wurde, wiesen die Eingabedaten bereits ein hohes Maß an Rauschen auf. Die Leistungsverläufe der Hüftgelenke waren dazu bei jedem Probanden individuell ausgeprägt und auch innerhalb eines Probanden zum Teil nicht einheitlich über die verschiedenen Wurfentfernungen. Zum Teil wurden für die rechte und linke Seite unterschiedliche Vorzeichen bei der Hüftgelenksleistung registriert. Diese Beobachtungen wurden sowohl bei den erfahrenen und unerfahrenen Werfern gemacht.

In der Literatur gibt es Hinweise, dass sich die in der vorliegenden Studie nicht betrachteten Gelenke in die P-D Sequenz eingliedern. Liu (Y. T. Liu et al., 2006) stellte bei ihren Untersuchungen fest, dass beim Basketballwurf Schulter- und Hüftgelenk jeweils als erstes in der Gelenkkette von proximal nach distal die maximale Winkelgeschwindigkeit erreichten. Für die Beine und den Wurfarm wurde jeweils eine P-D Sequenz in der zeitlichen Abfolge der Maxima der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten beobachtet. Allerdings basieren die Ergebnisse von Liu (Y. T. Liu et al., 2006) auf der Untersuchung von nur 3 Probanden.

Insgesamt ist eine Betrachtung der Gelenkleistungen einer Betrachtung der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten vorzuziehen, da die Gelenkwinkelgeschwindigkeiten, vor allem an den distalen Gelenken, von aktiven und passiven Drehmomenten beeinflusst werden. In diesem Zusammenhang stellte in seinen Untersuchungen vor allem Hiraschima (Hirashima, Kudo et al., 2003; Hirashima, Ohgane, Kudo, Hase, & Ohtsuki, 2003; Hirashima, Yamane, Nakamura, & Ohtsuki, 2008) die Bedeutung und

Wirkung von passiven Drehmomenten an den distalen Gelenken bei Wurfbewegungen heraus. Bei der in dieser Studie durchgeführten Betrachtungen der Gelenkleistungen werden auftretende passive Momente zwar ebenfalls nicht beachtet, wobei aber hier die wirkenden Muskelmomente mit in die Betrachtung einfließen und damit ein genaueres Bild der Reihenfolge der Gelenkaktivitäten während der Wurfbewegung liefern.

Die hier beobachtete P-D Sequenz der Gelenkaktivität ist allgemein bei Wurfbewegungen nicht unumstritten. Einige Studien schreiben bei Wurfbewegungen einer P-D Sequenz der Muskelaktivierungen des Wurfarmes eine große Bedeutung hinsichtlich der Effektivität und Ökonomie der Bewegung zu (Chowdhary & Challis, 1999; Edmondstone, 1993; Herring, 1989; Herring & Chapman, 1992; Putnam, 1993). Andererseits werden auch immer wieder Ausnahmen von einer strikten P-D Sequenz der Muskelaktivierungen und Gelenkrotationen bei verschiedenen Wurfarten gefunden (Fradet et al., 2004; Hirashima et al., 2002) (vgl. 1.3.5).

In der vorliegenden Studie hat sich die Abfolge der Maxima der Gelenkleistungen als unabhängig von der Expertise des Werfers erwiesen. Es scheint sich damit um ein allgemeines Koordinationsmuster der Ganzkörperbewegung beim Basketballwurf zu handeln. Die Unterschiede in der Treffsicherheit von erfahrenen und unerfahrenen Werfern scheinen damit beim Basketballstandwurf nicht in der lokalen Koordination der Extremitäten zu liegen.

#### **4.2.4. Anpassungen der Bewegungsamplitude und Steifigkeiten der Extremitäten beim Modell und den Probanden**

*Bei zunehmender Wurfentfernung erhöht sich die Steifigkeit und die Bewegungsamplitude der unteren Extremität*

Bei Erhöhung der Wurfentfernung wurden bei allen Probanden eine größere Amplitude und eine erhöhte Steifigkeit der unteren Extremität beobachtet. Durch diese Anpassungen erhöht sich die von den Beinen während der Wurfbewegung erzeugte

maximale mechanische Leistung. Dieses steht im Einklang mit der beobachteten Erhöhung der maximalen Summenleistung der unteren Extremität bei größerer Wurfentfernung (vgl. 3.2.2). In Tabelle 10 bis Tabelle 13 zeigt sich bei Verzögerungsvariante IV ein Trend zur Erhöhung der gemessenen, maximalen vertikalen Geschwindigkeiten der Hüfte mit steigender Wurfentfernung. Dieser Trend ist repräsentativ für alle Probanden.

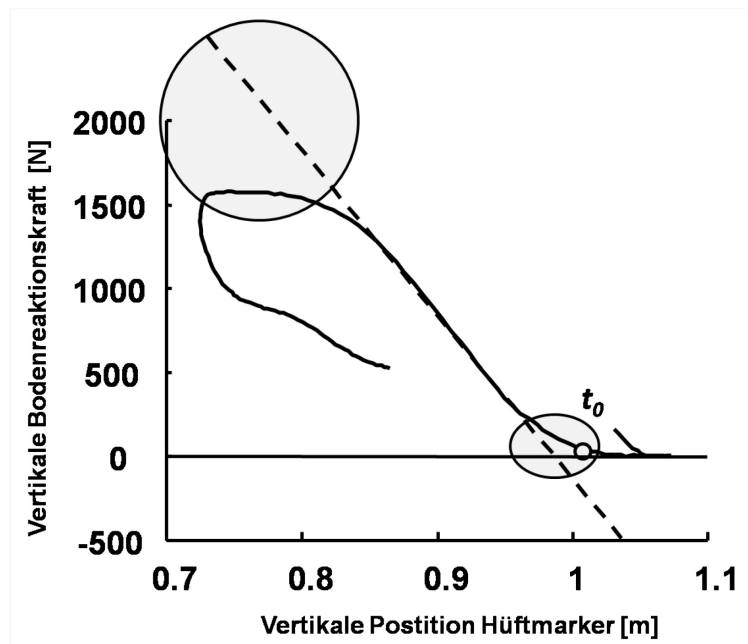
Allgemein zeigt sich hier ein Bild, wie es von einem Feder-Masse-Modell erwartet werden würde. Mit einer Erhöhung der Steifigkeit und der Amplitude der Vorspannung wird die Leistungsfähigkeit einer Feder erhöht. Bei einem konstanten Gewicht der bewegten Masse ergibt sich somit zwingend eine größere maximale Geschwindigkeit. Insofern erweist sich die Modellierung der Beinbewegung beim Basketballstandwurf in Form einer linearen Feder als gute Annäherung. Im Hinblick auf die in der Literatur zu findenden Erfolge beim Einsatz von Feder-Masse-Modellen bei der Simulation von Lauf- und Sprungbewegungen (Blickhan, 1989; Geyer, Seyfarth, & Blickhan, 2005; Grimmer et al., 2008), konnte eine gute Annäherung der Bewegung der unteren Extremität im Modell erwartet werden.

*Unterschiede bei der Bewegung der unteren Extremität zwischen Modell und Probanden sind auf die Bestimmung der Federsteifigkeiten zurückzuführen*

Auf quantitativer Ebene zeigen sich für die Entfernung D1 bei der maximalen Hüftgeschwindigkeit und bei der maximalen Summenleistung der unteren Extremität deutliche Unterschiede zwischen Modell und dem betrachteten Probanden (vgl. Tabelle 10). Die maximale Hüftgeschwindigkeit des Modells und die Leistung der Beinfeder sind etwa 5-mal geringer als die beim Probanden ermittelten Werte. Der Grund für diese Diskrepanz liegt hier wahrscheinlich in der Vorgehensweise bei der Ermittlung der Federeigenschaften der Beinfeder, welche die Mediane einer Wurfserie eines Probanden auf diese Entfernung darstellen. Die ermittelten Werte sind somit von individuellen Eigenarten eines Probanden bei der Bewegungsausführung abhängig, wobei besonders bei Entfernung D1 insgesamt große Variationen bei der Beinbewegung

der Probanden beobachtet wurden. Die geringe Distanz zum Korb konnte problemlos durch die Bewegungen des Wurfarmes gemeistert werden und bedurfte damit keiner konsistenten Unterstützung durch die Beinbewegung. Die gegenüber der vertikalen Amplitude des Hüftmarkers aufgetragene vertikale Bodenreaktionskraft (vgl. Abbildung 11) zeigte hierdurch oftmals einen uneinheitlichen Verlauf, so dass der entwickelte Algorithmus zur linearen Annäherung der Steigung des Verlaufs keine ausreichend guten Ergebnisse brachte. Erschwerend kommt hinzu, dass für die Entfernung D1 vergleichsweise geringe anfängliche Auslenkungen der Beinfeder ermittelt wurden, was ebenfalls auf die variable Bewegung der Beine zurückzuführen ist. Der bei der Ermittlung der Eingabedaten betrachtete Proband zeigte zwischen den Entfernungen D1 und D2 eine vergleichsweise große Änderung der initialen Auslenkung der Beinfeder (vgl. Tabelle 7). Zwischen den restlichen Entfernungsstufen wurden jeweils geringere Änderungen beobachtet. Damit kann vermutet werden, dass die ermittelte initiale Auslenkung für Entfernung D1 vergleichsweise zu gering zu sein scheint. Die für Entfernung D1 ermittelten Federeigenschaften scheinen somit fehlerbehaftet zu sein und im Vergleich zu geringe Werte aufzuweisen. Als Folge wurde die Beinfeder für diese Entfernung zu weich modelliert.

Bei den restlichen Wurfentfernungen D2, D3 und D4 wurden bei den Probanden deutlich konsistentere Beinbewegungen beobachtet, so dass die hier modellierten Beinfedern nicht zu schwach zu sein schienen. Umgekehrt schienen hier die Beinfedern des Modells zu steif zu sein. Bei den Entfernungen D3 und D4 waren die maximalen Hüftgeschwindigkeiten des Modells, gegenüber den beim Probanden ermittelten Werten, um etwa 30% erhöht, die maximale Leistung der Beinfeder sogar um etwa 70% (vgl. Tabelle 12, Tabelle 13). Dieser Umstand lässt sich ebenfalls auf die verwendete Methode zur Ermittlung der Beinfedersteifigkeit zurückführen. Durch die bei größerer Wurfentfernung erhöhte Steilheit des Verlaufes der gegen die vertikale Hüftamplitude aufgetragenen vertikalen Bodenreaktionskraft, üben auftretende Nichtlinearitäten zu Beginn und zum Ende der Bewegung verstärkten Einfluss auf das Ergebnis aus (Abbildung 57).



**Abbildung 57: Steifigkeitsbestimmung der Beinfeder**

In der Abbildung ist die vertikale Bodenreaktionskraft bezüglich der vertikalen Position des Hüftmarkers dargestellt. In den markierten Bereichen weicht die so erhaltene Kurve deutlich von dem angenäherten linearen Verlauf (gestrichelte Linie) ab. Diese Abweichungen führen zur Ermittlung von zu großen Steifigkeiten der Beinfeder des Modells.

Dargestellt ist ein beispielhafter Verlauf eines Wurfes des für die Ermittlung der Federeigenschaften benutzten Probanden auf die Entfernung D4. Der Abwurf findet bei  $t = t_0$  statt.

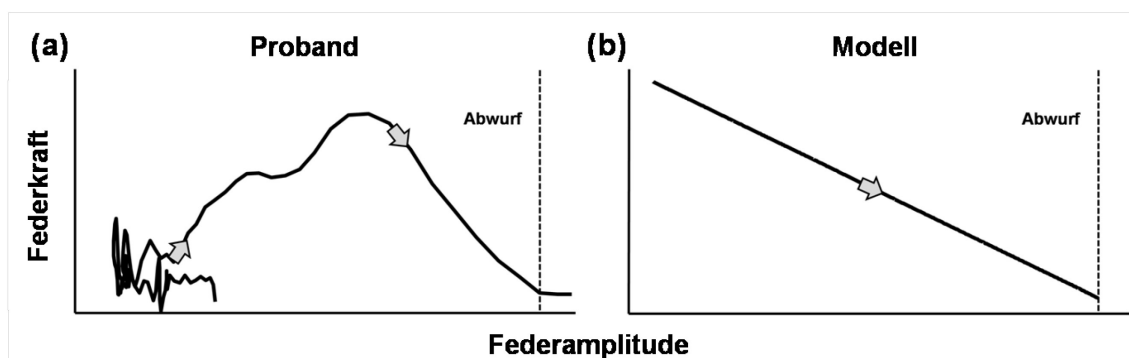
Die ermittelten Steifigkeiten fallen damit zu groß aus, womit sich die Abweichungen zwischen Proband und Modell bei der maximalen Hüftgeschwindigkeit und der maximalen Leistung der Beinfeder erklären lassen. Bei Entfernung D2 gab es dagegen bei den Werten der maximalen Leistung und der maximalen Hüftgeschwindigkeit zwischen Proband und Modell eine gute Übereinstimmung bei den Größenordnungen.

*Trotz eines großen Abstraktionsgrades der Modellierung der oberen Extremität gab es gute Übereinstimmungen zwischen Proband und Modell*

Bei den Federeigenschaften der Armfeder wurde nur die Auslenkung der Feder aus den experimentellen Daten bestimmt. Die Steifigkeit der Feder wurde manuell so angepasst, dass sich für die zugrunde liegende Wurfentfernung eine sinnvolle Wurfweite des Modells ergab. Diese Vorgehensweise wurde notwendig, da sich beim Auftragen der

ermittelten Handkraft gegen die Auslenkung der Armfeder ein sehr variabler Verlauf der Kurve zeigte, der eine sinnvolle lineare Annäherung der Steigung nicht zuließ (vgl. Abbildung 58)

Überraschenderweise gab es für alle 4 Wurfentfernungen zwischen der Armfeder des Modells und der Summenleistung der oberen Extremität des Probanden eine gute Übereinstimmung in der Größenordnung der Werte. Rückwirkend wird hierdurch die Vorgehensweise bei der manuellen Ermittlung der Steifigkeit der Armfeder gerechtfertigt. Der Trend der erhöhten Steifigkeit der Armfeder mit steigender Wurfentfernung bei nur leicht ansteigender Auslenkung, geht konform mit der sich erhöhenden Summenleistung der oberen Extremität des Probanden bei steigender Wurfentfernung.



**Abbildung 58: Steifigkeitsbestimmung der Armfeder**

- (a) Verlauf der experimentell ermittelten Handkraft als Federkraft gegenüber der Auslenkung der gedachten Armfeder. Der Verlauf zeigt näherungsweise die Form einer Glockenkurve, die keine sinnvolle Möglichkeit einer linearen Annäherung bietet.
- (b) Verlauf der Federkraft gegenüber der Auslenkung der im Modell benutzten linearen Armfeder.

Insgesamt zeigt das Feder-Masse-Wurfmodell auf qualitativer Ebene ein sinnvolles Verhalten bei einer Änderung der Wurfentfernung. Auf quantitativer Ebene ergeben sich zum Teil deutliche Unterschiede, die im Wesentlichen auf den hohen Abstraktionsgrad des Modells zurückzuführen sind. Das Modell scheint damit geeignet zu sein, das Zusammenspiel der Teilkörperbewegungen der oberen und unteren Extremität beim Basketballstandwurf zu untersuchen. Das Modell bietet die Möglichkeit, Auswirkungen von unterschiedlichen Verzögerungen der beiden Teilkörperbewegungen auf bestimmte Parameter der Wurfbewegung zu untersuchen.

#### 4.2.5. Zusammenspiel der Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper (Wurfmodell)

*Für eine maximale Wurfweite existiert ein optimaler Neigungswinkel der Armfeder*

Es wurden Simulationen mit dem Feder-Masse-Wurfmodell durchgeführt, wobei der Neigungswinkel der Armfeder und der Zeitpunkt der Auslösung der Armfeder gleichzeitig variiert wurden (vgl. 3.3.2.1). Die Simulationen zeigen für jede der 4 Wurfentfernungen, dass es bezogen auf die Wurfweite eine optimale Kombination von Neigungswinkel und Verzögerung der Armfeder gibt.

Der Abwurfwinkel des Balles ist das Ergebnis der Überlagerung des Neigungswinkels  $\beta$  der Armfeder mit der vertikalen Geschwindigkeit des Gesamtmodells durch die Bewegung der Beinfeder. Bei gegebener Abwurfgeschwindigkeit  $v_0$  und gegebener Abwurfhöhe  $z_0$  gibt die Beziehung ( 58 ) den optimalen Abwurfwinkel eines Schrägen Wurfes hinsichtlich der Wurfweite an, der in der Höhe  $h$  endet.

$$\alpha_{opt} = \arctan\left(\frac{v_0}{\sqrt{v_0^2 + 2g(z_0 - h)}}\right) \quad (58)$$

$\alpha_{opt}$  – optimaler Abwurfwinkel;  $v_0$  – Abwurfgeschwindigkeit;  $z_0$  – Abwurfhöhe;  
 $h$  – Korbhöhe;  $g$  – Erdbeschleunigung

Beim Basketballstandwurf gilt  $z_0 < h$ , so dass ein Abwurfwinkel über  $45^\circ$  die Wurfweite maximiert. In Abhängigkeit von der vertikalen Geschwindigkeitskomponente durch die Bewegung der Beinfeder muss der Wert des Neigungswinkels der Armfeder kleiner als der Abwurfwinkel sein, damit der resultierende Abwurfwinkel im Bereich des optimalen Abwurfwinkels liegt. Insofern lassen sich die ermittelten optimalen Neigungswinkel aus Abbildung 41 und Abbildung 42 sinnvoll einordnen, die sich von  $41.9^\circ$  für Entfernung D1 auf  $38.9^\circ$  für Entfernung D4 reduzieren (vgl. Tabelle 9).

*Zur Maximierung der Wurfweite existiert für jeden Neigungswinkel eine optimale Verzögerung der Teilbewegungen*

Die Verzögerung der Aktion der Armfeder hat ebenfalls einen sehr deutlichen Einfluss auf die simulierte Wurfweite des Modells. Für alle 4 Wurfentfernungen erzielte das Modell die größte Wurfweite, wenn die Armfeder in einem Bereich zwischen 31ms - 34ms vor dem Zeitpunkt der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit des Modells ausgelöst wurde (vgl. Tabelle 9). Bei Entfernung D1 fällt auf, dass das Timing der Teilkörperbewegungen des Modells, im Vergleich zu den restlichen Entfernungen, nur einen sehr geringen Einfluss auf die Wurfweite hat. Als Grund hierfür kann die für diese Entfernung ermittelte, zu geringe Steifigkeit und anfängliche Auslenkung der Beinfeder angenommen werden. Durch die geringe Bewegung der unteren Extremität des Modells konnte man kaum von einem Zusammenspiel der Teilbewegungen sprechen. Bei den restlichen Entfernungen D2, D3 und D4 unterschieden sich die Simulationsergebnisse qualitativ kaum.

Die Tatsache einer optimalen Verzögerung der Teilkörperbewegungen des Modells steht im Einklang mit den Ergebnissen von Alexander (Alexander, 1991). Hier wurde ebenfalls eine optimale Verzögerung der Bewegungen des Oberkörpers gefunden, die die Energie des Wurfgegenstandes maximiert. Im Unterschied zu der vorliegenden Studie wurde bei Alexander (Alexander, 1991) der Zeitpunkt des Starts der Bewegung der oberen Extremität nicht mit der vertikalen Geschwindigkeit des Unterkörpers in Relation gebracht. Grundsätzlich kann aber davon ausgegangen werden, dass es sich hier um das gleiche beobachtete Phänomen handelt. Es ist mit systematischen Unterschieden zwischen den beiden Modellbetrachtungen zu rechnen, da im vorliegenden Fall im Modell lineare Federn und kein Hill-Muskelmodell benutzt wurden.

Die Auslösung der Armfeder kurz vor Erreichen der größten vertikalen Geschwindigkeit des Schwerpunktes ist günstig, da so der Ball von der Bewegung des Unterkörpers eine größtmögliche Unterstützung bekommt. Gleichzeitig erreicht der Schwerpunkt des Modells ungefähr zu diesem Zeitpunkt seinen maximalen Impuls. Die Streckbewegung des Wurfarms findet damit hauptsächlich in einer Phase statt, in der



die Vertikalbewegung des Körpers durch die Gravitation abgebremst wird. Die hierdurch erzeugten Trägheitskräfte, sowie die deutlich größere Masse des Modellkörpers im Vergleich zum Ball, unterstützen die Impulsübertragung vom Unterkörper auf den Wurfarm und den Ball.

Zudem zeigen die Simulationsergebnisse, dass der Beginn der Teilkörperbewegung des Oberkörpers zum Zeitpunkt der maximalen Geschwindigkeit des Unterkörpers eine sehr effektive Koordination der Basketballwurfbewegung ist. Bei der Verzögerungsvariante II (vgl. 3.3.2.2) werden bei den Simulationen jeweils die höchsten Abwurfgeschwindigkeiten und damit auch die größten Wurfweiten beobachtet. Gleichzeitig zeigt sich, dass sich die Länge des Beschleunigungsweges des Balles bei dieser Kopplung der Teilkörperbewegungen maximiert (vgl. 3.3.2.4), was dem Werfer neben einer effektiveren Beschleunigung des Balles eine verlängerte Phase der Kontrolle über den Ball ermöglicht. Dieses kann sich vorteilhaft auf das Treffen geeigneter Abwurfparameter für einen erfolgreichen Wurf auswirken.

#### *Das Timing der Teilkörperbewegungen der Probanden zeigt deutliche Parallelen zum Wurfmodell*

Ähnlich wie beim Wurfmodell beobachtet, beginnt bei den Probanden die Bewegung des Wurfarmes ebenfalls vor dem Erreichen der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit. Die Wurfarmbewegung beginnt bei den Probanden im Mittel deutlich früher, als es das Modell für eine möglichst große Wurfweite vorhersagt, wobei der Zeitpunkt des Beginns der Armbewegung immer noch näher am Zeitpunkt der maximalen vertikalen Schwerpunktsgeschwindigkeit als am Zeitpunkt des Beginns der Vertikalbewegung liegt (vgl. 3.2.5.1). Mit größerer Wurfentfernung verschiebt sich bei den Probanden der Beginn der Armbewegung immer weiter in Richtung des Zeitpunktes der maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit und damit in einen Bereich, den das Wurfmodell für eine besonders effektive Bewegungskopplung vorhersagt. Mit größerer Wurfentfernung häufen sich die bei den Probanden ermittelten Werte näher an dem vom Modell vorhergesagten Optimum. Den deutlichsten Unterschied sieht man

beim Übergang von Entfernung D1 zu Entfernung D2. Hier zeigen sich wiederholt die besonderen Bedingungen der kürzesten Entfernung. Obwohl die Wurfbewegung von den Probanden sehr individuell und variabel ausgeführt wird, weist sie die größte Trefferquote auf. Dagegen kristallisiert sich bei größeren Wurfentfernungen eine stereotype Wurfbewegung heraus, die möglichst effektiv und ökonomisch gestaltet ist. Unterstützt wird dies durch die Beobachtung, dass der bei den Entfernungen D1 und D2 bei zwei Probanden beobachtete Beginn der Armbewegung nach Erreichen der maximalen Hüftgeschwindigkeit bei den größeren Entfernungen D3 und D4 nicht mehr auftritt. Es lässt sich vermuten, dass hier eine Veränderung hin zu einer ökonomischeren Bewegungsausführung beobachtet wurde, da sich die Werfer vor allem bei der Entfernung D4 nahe an der Grenze der für sie erreichbaren Wurfweite befanden. Bei der beobachteten Koordination der Teilkörperbewegungen scheint es sich nicht um eine speziell durch das Training des Basketballwurfs erlernte Koordination zu handeln, da keine Unterschiede hinsichtlich der Expertise der Werfer zu finden waren.

*Unterschiedliche Kraftverläufe der Armbewegung lassen sich als Grund für den unterschiedlichen Beginn der Armbewegung vermuten*

Der beobachtete frühere Beginn der Armbewegung bei den Probanden lässt sich im Wesentlichen mit der Darstellung des Wurfarmes durch eine lineare vorgespannte Feder erklären. Die in Abbildung 58 dargestellten Kraft-Längen-Verläufe der Armfeder des Modells und des Wurfarmes der Probanden unterscheiden sich grundsätzlich darin, dass die modellierte Armfeder durch ihre Vorspannung zu Beginn der Bewegung von einem höheren Kraftniveau aus startet. Bei den Probanden baut sich die Armkraft erst von einem niedrigen Niveau aus auf. Die Folge ist eine kürzere Bewegungsdauer der Armbewegung beim Wurfmodell. So gesehen müssen die Unterschiede beim Bewegungsbeginn des Wurfarmes keinen Hinweis auf eine prinzipiell unterschiedliche Koordination der Teilkörperbewegungen zwischen Proband und Modell darstellen.

Die starke Abstraktion bei der Modellierung des Wurfarmes kann ebenfalls ursächlich für die Unterschiede des Beginns der Armbewegung sein. Ein entscheidender

Unterschied ist, dass im Modell die Armbewegung keine Rotationsbewegung vergleichbar der Bewegung des Ellenbogens umfasst. Ein veränderter Aufbau des Modells mit einer Drehfeder für den Wurfarm könnte hier zu veränderten Ergebnissen führen.

*Die hohe Abstraktion bei der Modellierung des Wurfarmes wird ursächlich für die Unterschiede der Neigung der Armfeder vermutet*

Bei den Probanden ist der aus der Abwurfsituation zurückgerechnete Neigungswinkel der gedachten Armfeder (vgl. 2.7.1.2, Gleichung ( 53 )) im Mittel größer als der Neigungswinkel, mit dem das Modell die größte Wurfweite erreicht. Mit ansteigender Wurfentfernung nähern sich die am Probanden ermittelten Winkel dem optimalen Neigungswinkel des Modells an (vgl. Abbildung 41 und Abbildung 42).

Für die Unterschiede der Neigungswinkel der Armfeder von Probanden und Modell kann die Methode der Rückrechnung aus den Komponenten der Abwurfgeschwindigkeit des Balles nach Gleichung ( 53 ) verantwortlich gemacht werden. Hinweise darauf ergeben sich beim Vergleich der Simulationsergebnisse für Verzögerungsvariante II bei Entfernung D2 mit dem zum Vergleich herangezogenen Probanden in Tabelle 11. Die maximale vertikale Hüftgeschwindigkeit und der Abwurfwinkel unterscheiden sich nur geringfügig um  $0.17 \frac{m}{s}$  bzw.  $1.9^\circ$ . Demgegenüber steht ein beim Probanden ermittelter Neigungswinkel von  $47^\circ$  (vgl. Tabelle 7), im Vergleich zu einem optimalen Neigungswinkel des Modells von  $40.1^\circ$  (vgl. Tabelle 9). Diese Unterschiede müssen bei der sehr abstrakt modellierten Bewegung des Wurfarmes im Modell durch eine lineare Translationsfeder in Kauf genommen werden. Problematisch könnte hier wiederum sein, dass die Armbewegung des Modells keinerlei Rotationsbewegung umfasst.

#### 4.2.6. Annäherung der GEM bei unterschiedlicher Verzögerung der Bewegung des Wurfarmes

Bei den simulierten Würfeln wurde jedesmal vorausgesetzt, dass der Wurf den Korb trifft und damit die GEM vor dem Abwurf als erreicht angesehen wurde. Insofern war es möglich, das Annäherungsverhalten an die GEM in Abhängigkeit der Verzögerung der Teilkörperbewegung des Oberkörpers zu untersuchen.

Bei Betrachtung der Annäherung der GEM in den  $x - z$  und  $\alpha - v$  Schnittebenen zeigen sich für alle Entfernungen für die jeweilige Verzögerungsvariante qualitativ keine Änderungen (vgl. Abbildung 43 bis Abbildung 46). Dieses gilt auch für die Verläufe der Leistungen von Arm- und Beinfeder. Die Trajektorienverläufe bei Entfernung D1 fügen sich nicht in diese Regel ein, was durch die im Vergleich zu schwache Beinfeder begründbar ist (vgl. 4.2.5).

*Das Wurfmodell weist bei der Annäherung an die GEM in synchronisierten Schnitten geringere Abstände von der GEM auf*

Bei der Untersuchung der GEM-Annäherung in synchronisierten Schnittebenen zeigt sich beim Wurfmodell (vgl. 3.3.2.3) und bei den Probanden (vgl. 3.1.2) teilweise ein tendenziell ähnliches Verhalten. Beim Wurfmodell ist in der  $x - z$  Ebene der Abstand von der GEM bei allen Wurfentfernungen und bei beiden Parametern fast über die gesamte Länge des Beschleunigungsweges kleiner als die in der Sensitivitätsanalyse ermittelten Grenzen. Diese, im Vergleich zu den Probanden veränderte Situation, ist die Folge der geradlinigen Beschleunigung des Balles durch die Armfeder. Bei den Probanden bewirkt die Rotation im Ellenbogengelenk des Wurfarmes, dass der Ball zu Beginn der Beschleunigungsphase eine größere Bewegungskomponente in vertikaler Richtung hat, was einen größeren Abstand der Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des Balles zur Schnittkurve durch die GEM in der  $x - z$  Ebene zur Folge hat. Die fehlende Rotation der Armbewegung beim Modell könnte ebenfalls für die frühere Unterschreitung der Grenzen im  $x - \alpha$  Schnitt verantwortlich sein (vgl. Abbildung 47 bzw. Abbildung 12, Tabelle 14, A-Tabelle 3). Der deutliche

Abwärtstrend der Werte des Parameters  $\Delta\alpha$  beim Modell wird durch die größere vertikale Bewegungsamplitude der Beinfeder bei den größeren Wurfentfernungen hervorgerufen. Bei den Probanden führt die Rotation im Ellbogengelenk des Wurfarmes dazu, dass dem Ball während der Beschleunigungsphase eine größere vertikale Geschwindigkeitskomponente erteilt wird. Aus diesem Grund wird der Parameter  $\Delta\alpha$  bei den Probanden durch die größere Amplitude der Beinbewegung geringer beeinflusst. Zudem ist bei dem Wurfmodell, vor allem bei den Entfernungen D3 und D4, die Bewegung der Beinfeder durch die zu große Härte überakzentuiert (vgl. 4.2.4).

*Bei Probanden und Modell zeigt sich für den Parameter  $\Delta v$  eine vergleichbare Situation*

Bezüglich des Parameters  $\Delta v$  der Ballgeschwindigkeit zeigt sich eine ähnliche Situation zwischen Modell und Probanden. Im  $x - v$  Schnitt durch den Parameterraum unterschreitet die Balltrajektorie erst kurz vor dem Abwurf den Abstand zum Schnitt durch die GEM, der einen erfolgreichen Wurf gewährleisten würde (vgl. 3.3.2.3 und 3.1.2, Tabelle 14, A-Tabelle 3). In beiden Fällen werden unabhängig von den Wurfentfernungen adäquate Abwurfgeschwindigkeiten erst unmittelbar vor dem Abwurf erreicht. Hier bestätigt sich die Rolle der Ballgeschwindigkeit als kritischer Parameter bei der Annäherung der GEM. Am Parameter  $\Delta v$  wird deutlich, dass beim Basketballwurf die zugehörige GEM erst unmittelbar vor dem Abwurf erreicht wird. Ein entscheidendes Kriterium für die Übereinstimmung zwischen Modell und Probanden ist vermutlich, dass der Ball als abgeworfen gilt, wenn er nicht mehr kontinuierlich beschleunigt wird.

Die Ergebnisse der Wurfmodells bei einer Variation des Auslösezeitpunktes der Armfeder (vgl. 3.3.2.2) legen nahe, dass sich die in Abbildung 47 dargestellte Situation bei unterschiedlichen Verzögerungen der Bewegung des Wurfarmes nicht wesentlich ändern würde. In Abbildung 43 bis Abbildung 46 ist zu erkennen, dass der Ball unabhängig von der Verzögerung der Wurfarmbewegung im Wesentlichen entlang seiner späteren Wurfbahn beschleunigt wird. Dadurch sind für die Ortsparameter  $x$  und

$z$ , sowie den Winkelparameter  $\alpha$ , sehr ähnliche Ergebnisse wie in Abbildung 47 zu erwarten. Durch die im Prinzip unveränderte Bewegung der Armfeder würden adäquate Abwurfgeschwindigkeiten des Balles wiederum erst unmittelbar vor dem Abwurf zu erwarten sein.

*Die Annäherung im  $x$ - $z$  Schnitt an die GEM ändert sich charakteristisch mit den unterschiedlichen Auslösezeitpunkten der Armfeder*

Für die Simulationen auf die Entfernungen D2, D3 und D4 zeigt die Annäherung der Trajektorie des momentanen Bewegungszustandes des Balles an die Schnittkurve durch die GEM in der  $x - z$  Ebene für jede der 3 Verzögerungsvarianten ein charakteristisches Verhalten (vgl. 3.3.2.2).

Bei Verzögerung I nähert sich als die Balltrajektorie jeweils von oben der Schnittkurve, bei Verzögerung II von unten und bei Verzögerung III wird der Ball nach einer ausschließlichen Vertikalbewegung direkt entlang seiner späteren Flugbahn beschleunigt. Bei Entfernung D1 zeigt sich im Unterschied dazu durch die zu weiche Beinfeder jeweils eine Annäherung von oben an die Schnittkurve.

Die Vertikalbewegung des Schwerpunktes aufgrund der Beinbewegung ist ein Grund für die beobachtete Annäherung von unten bei Verzögerung II. Dies zeigt sich u.a. daran, dass bei Entfernung D1, wo die Beinbewegung zu schwach ausfällt, unabhängig von der Verzögerung der Armfeder immer eine Annäherung von oben geschieht. Auch zeigt sich, dass bei Verzögerung II der Abstand der Balltrajektorie zu der Schnittkurve durch die GEM mit ansteigender Wurfweite immer größer wird, was eine Folge der vergrößerten Bewegungsamplitude der Beinfeder und der größeren vertikalen Geschwindigkeit zum Zeitpunkt der Bewegungsbeginns der Armfeder ist.

Insgesamt bleibt fraglich, ob weiterhin eine Annäherung von oben beobachtet werden würde, wenn die charakteristische Rotation im Ellbogengelenk bei der Armbewegung im Modell berücksichtigt worden wäre. Mit Berücksichtigung der Rotation im Modell würden die beobachteten Unterschiede der Annäherung in Abhängigkeit der Verzögerung der Armfeder vermutlich deutlich größer ausfallen.

---

*Bei Verzögerung II zeigt die Annäherung der GEM im  $\alpha - v$  Schnitt qualitativ die beste Übereinstimmung mit den Probanden*

Der Verlauf der Balltrajektorie durch den Parameterraum zeigt bei Verzögerungsvariante II den auch bei den Probanden beobachten charakteristischen Verlauf, der sich deutlich von den Verläufen der Verzögerungen I und III unterscheidet (vgl. Abbildung 43 bis Abbildung 46). Die Entfernung D1 stellt hier wiederum eine Ausnahme dar. Durch die zu geringe Vertikalbewegung des Schwerpunktes gibt es keine sichtbaren wesentlichen Unterschiede der jeweiligen Verläufe der Balltrajektorie. Der charakteristische Verlauf bei Verzögerung II ist Folge der Überlagerung der Bewegungen von Unter- und Oberkörper. Dadurch, dass bei dieser Variante die Armbewegung zum Zeitpunkt der maximalen Hüftgeschwindigkeit beginnt, findet der Hauptteil der Armbewegung statt während die Vertikalbewegung des Schwerpunktes abgebremst wird. Durch die geringer werdende Vertikalkomponente der Bewegung verringert sich gleichzeitig der momentane Richtungswinkel der Bewegung des Balles, was zu dem kurvenähnlichen Verlauf bei Verzögerung II führt. Im Gegensatz dazu spricht der geradlinige Verlauf der Balltrajektorie bei Verzögerung I und III für einen konstanten Richtungswinkel des Balles. Bei Verzögerung III ist dies offensichtlich, da die Armfeder zum Zeitpunkt der Bewegungsumkehr des Schwerpunktes ausgelöst wird und damit die Bewegung der unteren Extremität minimal ist. Bei Verzögerung I führt der simultane Beginn der Bewegungen von Arm- und Beinfeder und damit die Überlagerung beider Bewegungen zu einem annähernd konstant geneigten Beschleunigungsweg des Balles.

Bei jeder der 3 Varianten trifft die Balltrajektorie auf den Schnitt durch die GEM im Bereich des Minimums der Schnittkurve durch die GEM. Bei allen Verzögerungsvarianten wird ebenfalls deutlich, dass die Balltrajektorie unabhängig von der Sequenz der Teilkörperbewegungen im Endteil der Beschleunigungsphase nahezu senkrecht auf den GEM-Schnitt zuläuft. Für jede Variante bleibt damit die Rolle der Abwurfgeschwindigkeit als kritischer Parameter bei der Annäherung der GEM erhalten. Unabhängig von der Koordination der Teilkörperbewegung bleibt das zentrale Problem

für einen erfolgreichen Wurf das Treffen einer geeigneten Abwurfgeschwindigkeit bestehen.

Die bei den Probanden beobachtete Annäherung der GEM (3.1.1) ist das Ergebnis der Koordination der Teilkörperbewegungen des Ober- und Unterkörpers. Der Beginn der Bewegung des Wurfarmes zum Zeitpunkt der maximalen vertikalen Geschwindigkeit des Schwerpunktes führt zu dem beobachteten Verlauf der Trajektorie des Balles. Im Hinblick auf die Annäherung der GEM zeigt keine der im Modell betrachteten Verzögerungsvarianten einen besonderen Vorteil. Bei Verzögerung III ist so z.B. der Abstand von Balltrajektorie und GEM-Schnitt in der Regel am Geringsten (vgl. Abbildung 43 bis Abbildung 46).

Die gefundene Koordination der Teilkörperbewegungen bietet Vorteile im Hinblick auf die Effektivität und die Ökonomie der Wurfbewegung. Das Wurfmodell zeigt bei dieser Koordination der beiden Federn jeweils die größte Abwurfgeschwindigkeit des Balles. Zudem wird die Länge des Beschleunigungsweges des Balles maximiert. Weiterhin handelt es sich dabei nicht um ein basketballspezifisches Koordinationsmuster, da auch unerfahrene Werfer diese Sequenz der Teilkörperbewegungen aufweisen. Der Mensch scheint allgemein über Bewegungsprogramme zu verfügen, die eine sehr effektive Art der Bewegungsausführung ermöglichen.

#### **4.2.7. Aufgabenbereiche der Teilkörperbewegungen**

Der Basketballstandwurf ist eine Bewegung, an der alle Segmente des menschlichen Körpers beteiligt sind. Dabei lässt sich die Gesamtbewegung in zwei, auf spezielle Weise miteinander koordinierte Teilkörperbewegung der oberen und der unteren Extremität zerlegen. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass diesen Teilkörperbewegungen keine deutlich voneinander getrennten, unterschiedlichen Aufgabenbereiche, bezüglich der Präzision des Wurfes und der Generierung der Abwurfgeschwindigkeit zur Bewältigung der Entfernung zum Korb, zugeordnet werden können.



Insgesamt ergibt sich, dass die Teilkörperbewegung des Wurfarmes eine Symbiose aus beiden Aufgabenbereichen darstellt, und die Beinbewegung im Wesentlichen eine Unterstützung zum Erreichen der notwendigen Wurfweite liefert. Bei der Teilbewegung des Wurfarmes konnte nicht abschließend geklärt werden, ob es eine Akzentuierung eines der beiden Aufgabenbereiche gibt. Auf der Grundlage dieser Studie wird vermutet, dass der Wurfarm die Aufgabenbereiche der Präzision und der Bereitstellung der nötigen Wurfweite in etwa gleichstark bedient. Es wurden Hinweise gefunden, dass bei basketballerfahrenen Werfern die Teilbewegung der oberen Extremität im Vergleich zu Werfern mit geringer Expertise einen größeren Beitrag zur Abwurfgeschwindigkeit des Balles leistet. Werfer mit geringer Expertise nutzen dagegen vermehrt die Teilbewegung der unteren Extremität, um die nötige Abwurfgeschwindigkeit zu erreichen.

Der Frage nach unterschiedlichen Aufgabenbereichen von Teilkörperbewegungen wurde sich in dieser Studie in der Art und Weise genähert, dass äußere Bedingungen, wie die Entfernung zum Korb, verändert wurden und die Auswirkungen auf die Teilkörperbewegungen beobachtet wurden. Diese indirekte Vorgehensweise war notwendig, da die grundlegenden Mechanismen von Wurfbewegungen, im Hinblick auf die Aufgabenbereiche von Teilkörperbewegungen, bisher noch nicht grundlegend erforscht und verstanden worden sind.

Für den Fall, dass die Teilkörperbewegungen deutlich voneinander unterscheidbare Aufgabenbereiche aufweisen, ist damit zu rechnen, dass die hauptsächlich für die Wurfweite verantwortliche Teilkörperbewegung deutliche, mit der Änderung der Wurfweite korrelierende, Veränderungen zeigt. Eine im Wesentlichen für die Präzision des Wurfes verantwortliche Teilkörperbewegung sollte dabei hingegen nur sehr geringe Änderungen aufweisen. Aus biomechanischer Sicht sind beim Basketballwurf, bezogen auf die Abwurfparameter des Balles bei einer Änderung der Wurfweite, nur Anpassungen spezieller Variablen nötig. Zur Bewältigung einer größeren Wurfentfernung ist mit einer Zunahme der Abwurfgeschwindigkeit zu rechnen, wobei Abwurfwinkel und Abwurfposition des Balles kaum einer Veränderung bedürfen. In diese Richtung weisen die Beobachtungen von Miller (S. Miller & Bartlett, 1996) und Robins (Robins, 2006), die bei Basketballwürfen aus unterschiedlichen Distanzen eine

überraschend konstante Abwurfposition des Balles feststellten. Der Abwurfwinkel zeigte ebenfalls nur geringfügige Veränderungen hin zu geringeren Werten, wogegen die Abwurfgeschwindigkeit deutlich anstieg. Weiterhin erfordert eine größere Wurfentfernung ein präziseres Einstellen der Abwurfparameter des Balles, was aber nicht mit großen Veränderungen der Gesamtbewegung einhergeht (Bartlett et al., 2007; Robins, 2006).

*Die Literatur liefert Hinweise, dass die Teilkörperbewegung des Oberkörpers hauptsächlich für die Präzision des Wurfes und die des Unterkörpers für die Abwurfgeschwindigkeit und die Wurfweite verantwortlich ist*

Vorhandene Studien zeigen, dass für die Untersuchung von Teilkörperbewegungen von Wurfbewegungen, im Hinblick auf ihre Aufgabenbereiche, oftmals eine ähnliche Vorgehensweise wie in der hier dargestellten Untersuchung gewählt wurde. So wurden ebenfalls äußere Bedingungen sowie die Ausführung der Würfe verändert, indem z.B. mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten (Hore, Watts, & Martin, 1996) oder auf unterschiedliche Entfernungen (Y. T. Liu et al., 2006) geworfen wurde. Anschließend versuchte man, spezielle Anpassungen der Teilkörperbewegungen, in Folge der veränderten Wurfbedingungen, aufzudecken.

Hirashima (Hirashima et al., 2002) untersuchte das EMG ausgewählter Muskeln des Rumpfes und des Wurfarmes beim kraftvollen Baseballwurf. Aus den gefundenen Aktivierungsmustern folgerte er, dass distale Muskeln des Wurfarmes, wie der Ellenbogenstrecker und die Muskulatur des Handgelenks, eher in Bezug auf die Präzision als die Geschwindigkeit des Wurfes eine Rolle spielen. Hore (Hore, Watts, & Martin, 1996) fand beim gezielten Wurf von Tennisbällen mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten, dass die Bewegung der Finger der Wurfhand keinen Beitrag zur Ballgeschwindigkeit leisten. Andererseits bestimmt die Fingerbewegung den Zeitpunkt des Loslassens des Balles und spielt damit eine entscheidende Rolle bei der Präzision des Wurfes (Hore & Watts, 2005; Hore et al., 1995). Toyoshima (Toyoshima S., 1974) untersuchte den Einfluss von einzelnen Teilkörperbewegungen des Ober- und des

Unterkörpers auf die resultierende Geschwindigkeit eines, mit maximaler Geschwindigkeit geworfenen Baseballs. Bei der Vorgehensweise wurden sukzessive einzelne Segmente bzw. Segmentgruppen von der Bewegung ausgeschlossen. Es zeigte sich ein dramatischer Abfall der resultierenden Ballgeschwindigkeit, wenn die Segmente des Unterkörpers und des Rumpfes von der Bewegung ausgeschlossen wurden. Aus zusätzlichen EMG-Untersuchungen des Wurfarmes folgte er weiterhin, dass die Muskulatur des Ellenbogens nur einen vergleichsweise geringen Beitrag zur Geschwindigkeit des Balles leistet. Liu (Y. T. Liu et al., 2006) untersuchte die maximalen Winkelgeschwindigkeiten aller Gelenke einer Körperseite beim Basketballstandwurf auf unterschiedliche Korbentfernungen. Die Wurfweite variierte in Schritten von 20cm von der Freiwurflinie bis 2 Meter hinter die Drei-Punkte-Distanz, wobei insgesamt bei dieser Studie nur 3 Probanden untersucht wurden. Bei allen zeigte sich eine kontinuierliche Zunahme der maximalen Winkelgeschwindigkeit bei den Gelenken der unteren Extremität, wogegen bei den Gelenken des Wurfarmes bei allen Probanden individuelle Muster beobachtet wurden. Man schloss hieraus, dass die Bewegung der unteren Extremität entscheidend für die Wurfweite, und die Bewegung des Wurfarmes entscheidend für die Präzision des Wurfes ist.

Insgesamt zeichnet sich ein Bild, dass die Teilkörperbewegungen der unteren Extremität und des Rumpfes den hauptsächlichen Beitrag für die Abwurfgeschwindigkeit des Balles und damit für die Wurfweite leisten. Dem Wurfarm wird dagegen die Verantwortlichkeit für die Präzision des Wurfes zugeschrieben. Dies ist insofern sinnvoll, da der direkte Kontakt des Wurfarmes zum Ball und seine relativ große Zahl von Freiheitsgraden überhaupt erst die Möglichkeit bieten, die Abwurfparameter des Balles für einen erfolgreichen Wurf unmittelbar adäquat einzustellen. Der Frage, in welchem Maße der Wurfarm auch bei der Geschwindigkeit des Balles und damit bei der erzielten Wurfweite eine Rolle spielt, ist dabei keine größere Aufmerksamkeit gewidmet worden. In der vorliegenden Studie wurden dahingehend Hinweise gefunden, die sowohl für eine Hauptverantwortlichkeit des Wurfarmes bei der Präzision des Wurfes als auch für eine deutliche Beteiligung bei der Geschwindigkeit des Balles und damit bei der Wurfweite sprechen.

*Beim Basketballstandwurf liefert die untere Extremität einen Beitrag für die Wurfweite*

Für die Gelenke der unteren Extremität ist bei den Maximalwerten der Winkelgeschwindigkeit, des Gelenkmomentes und der Gelenkleistung eine deutliche Tendenz zu höheren Werten bei einer Steigerung der Wurfentfernung zu erkennen (Abbildung 30, Abbildung 35, Abbildung 37, A-Tabelle 16, A-Tabelle 25, A-Tabelle 27). Bei jedem der drei Parameter wird für das Kniegelenk prozentual der größte Zuwachs der Maximalwerte mit der Erhöhung der Wurfweite beobachtet. Dieses lässt vermuten, dass vor allem die Bewegung des Kniegelenkes einen großen Beitrag zur Erzeugung höherer Abwurfgeschwindigkeiten des Balles leistet. Das Sprunggelenk zeigt ein ähnliches Verhalten mit absolut geringeren Steigerungen. In Bezug auf die Summe der Gelenkleistungen ist die Steigerung der Maximalwerte bei der unteren Extremität geringfügig größer als die der oberen Extremität (vgl. Abbildung 33, A-Tabelle 23). Die ebenfalls mit der Wurfentfernung deutlich steigende Summenleistung der oberen Extremität spricht gegen eine klare Trennung der Aufgabenbereiche „Präzision“ und „Unterstützung der Abwurfgeschwindigkeit“ des Wurfes. Bei einer klaren Trennung würde eine fast ausschließliche Steigerung der Maximalwerte der unteren Extremität erwartet werden können.

Die Steigerung der Parameter der unteren Extremität zeigt mit zunehmender Wurfentfernung die Unterstützung dieser Teilkörperbewegung hinsichtlich der Steigerung der Abwurfgeschwindigkeit. Allerdings gibt es keine Hinweise, die diesbezüglich für eine alleinige Verantwortlichkeit sprechen. Die von der Beinbewegung hervorgerufene, absolute Geschwindigkeit des Rumpfes ist deutlich geringer als die der Segmente des Wurfarms und des Balles. Die Untersuchung von Hayes (Hayes, 1987) zeigt, dass vor allem in der Phase des Abwurfes die Segmente des Wurfarms für den überwältigenden Anteil der Ballgeschwindigkeit verantwortlich sind. Die in dieser Studie dargestellten Ergebnisse sind ebenfalls im Einklang mit der von Liu (Y. T. Liu et al., 2006) beobachteten kontinuierlichen Zunahme der maximalen Winkelgeschwindigkeiten der Gelenke der unteren Extremität bei ansteigender

Wurfentfernung und damit einer steigenden Unterstützung der Gesamtbewegung durch die Teilkörperbewegung der Beine.

*Die Präzision als Verantwortungsbereich der Bewegung der oberen Extremität wird durch das EMG des Wurfarmes unterstützt*

Die deutliche Änderung der Wurfentfernung um insgesamt mehr als 6 Meter, führt bei der agonistischen Muskulatur des Wurfarmes zu überraschend geringen Veränderungen des EMG der agonistischen Muskulatur des Wurfarmes. Die maximalen EMG-Amplituden zeigen lediglich eine Vergrößerung der Werte um knapp 10% (A-Tabelle 33). Das Integrierte EMG des Ellbogenstreckers vergrößert sich um etwa 30%, das für den Handgelenkbeuger um etwa 10% (A-Tabelle 34). In Relation dazu, dass sich die Entfernung zum Korb nahezu vervierfacht hat, sind diese Änderungen überraschend gering. Die auf MVC normierten EMG-Signale der agonistischen Muskeln zeigen ebenfalls für alle Entfernungen nur eine Auslastung von etwa 60%-70% der maximal willentlichen Aktivierung (vgl. Abbildung 50, A-Tabelle 32). Gemessen an der Aktivierung scheint damit die Leistungsfähigkeit des Wurfarmes nicht vollständig ausgereizt zu werden, trotz beobachteter offensichtlicher Mühe der Probanden, die Entfernung zum Korb beim Wurf zu überwinden. Durch die nicht vollständige Auslastung der agonistischen Muskulatur scheinen immer genügend Reserven vorhanden zu sein, um notwendige Korrekturen der Bewegung, im Hinblick auf die Präzision des Wurfes, vornehmen zu können.

Die vergleichsweise geringen Änderungen der zugrunde liegenden Bewegungsmuster der Muskulatur lassen vermuten, dass an der Bewegung des Wurfarmes nur geringe Anpassungen vorgenommen werden. Somit kann der geringe Einfluss der sich ändernden Wurfentfernung, im Hinblick auf eine Hauptverantwortlichkeit der Teilkörperbewegung der oberen Extremität, für die Präzision des Wurfes interpretiert werden. Hinsichtlich der Abwurfposition und dem Abwurfwinkel des Balles sind nur geringe Änderungen nötig (S. Miller & Bartlett, 1996), so dass auch bei der Kinematik der Bewegung des Wurfarmes keine grundsätzlichen Veränderungen notwendig sind.

Einzig die Abwurfgeschwindigkeit muss eine deutliche Zunahme für eine vergrößerte Wurfweite aufweisen. Es wurde beobachtet, dass sich mit steigender Wurfentfernung die Dauer der Armbewegung verkürzt, so dass die Bewegung des Wurfarmes insgesamt schneller abzulaufen scheint. Dieses zeigt sich z.B. an der höheren Winkelgeschwindigkeit des Ellbogengelenkes bei den größeren Wurfentfernungen (vgl. z.B. A-Tabelle 27). Letztendlich sollte so gesehen eine größere Wurfentfernung nicht dazu führen, dass der Vorgang des Zielens vollständig umorganisiert werden muss. In diese Richtung weisen auch die hohen Bestimmtheitsmaße der EMG-Muster zwischen zwei benachbarten Entfernungsstufen (vgl. Abbildung 53, A-Tabelle 35). Die Steigerung der Wurfentfernung um eine Stufe zieht nur geringe Änderungen der Aktivierungsmuster nach sich. Die Bestimmtheitsmaße zwischen den einzelnen EMG-Mustern werden umso geringer, je mehr Entfernungsstufen zwischen den beiden Ausgangssignalen liegen (vgl. Abbildung 53, A-Tabelle 35). Hier zeigt sich, dass die EMG-Muster eine zwar geringe, aber doch systematische Steigerung mit der steigenden Wurfentfernung erfahren. Diese Systematik kann auch als Hinweis für eine Unterstützung der Wurfweite durch den Wurfarm aufgefasst werden. Auch die Zunahme des Integrierten EMG der Ellbogenstrecker kann als Hinweis für eine Unterstützung der Abwurfgeschwindigkeit des Balles durch die Teilkörperbewegung der oberen Extremität gewertet werden. Die stärkere Aktivierung der Muskulatur geht einher mit den notwendigen höheren Abwurfgeschwindigkeiten des Balls.

*Die Koaktivierung der Muskulatur im Handgelenk unterstützt die Präzision als Aufgabenbereich der Teilkörperbewegung der oberen Extremität*

Bei den Probanden wurde beim Wurf eine deutliche Koaktivierung des Handgelenkbeugers und des Handgelenkstreckers beobachtet (vgl. Abbildung 49, Abbildung 50, A-Tabelle 32). Wie bereits diskutiert, scheint das Handgelenk beim Abwurf des Balles eine zentrale Rolle für das Erreichen der GEM zu spielen. Die beobachtete Koaktivierung kann dabei möglicherweise als Hinweis auf selbststabile Mechanismen des Handgelenkes während der Abwurfphase aufgefasst werden

(Blickhan et al., 2007; Wagner & Blickhan, 1999, 2003). Die Auswirkung von Ungenauigkeiten in der Bewegung von Ellbogen- oder Schultergelenk auf die gesamte Wurfbewegung könnten durch selbststabile Eigenschaften des Handgelenkes gemindert werden.

Auch bei anderer Gelegenheit wurde eine deutliche Koaktivierung der Handgelenkmuskulatur als entscheidendes Merkmal für eine präzise Bewegungsausführung interpretiert. Sakurai (Sakurai & Ohtsuki, 2000) fand bei der Untersuchung des gezielten Badminton-Schmetterschlags bei Spielern mit hoher Expertise deutlich konsistentere Aktivierungsmuster bei der Muskulatur des Handgelenkes im Vergleich zu Spielern mit geringer Expertise. Dabei beschränkten sich die Unterschiede nur auf die distalen Muskelgruppen des Schlagarmes. Bei den Aktivierungsmustern der Muskulatur von Ellbogen- und Schultergelenk wurden keine Unterschiede hinsichtlich der Expertise der Spieler gefunden.

Hierzu passen die Ergebnisse von Hirashima (Hirashima, Ohgane et al., 2003), wo bei Zielwürfen beobachtet wurde, dass das im Handgelenk von der Muskulatur erzeugte Drehmoment den auftretenden passiven Momenten entgegengesetzt orientiert war. Als Ziel dieses Mechanismus wurde eine größtmögliche Kontrolle und Stabilität der Bewegung des Handgelenkes vermutet.

Die deutliche Koaktivierung der Muskulatur des Handgelenkes geht einher mit einer, im Vergleich zu den proximalen Gelenken des Wurfarmes, größeren Variabilität des Handgelenkwinkels zum Zeitpunkt des Abwurfes (Button et al., 2003; Robins, 2006; Robins et al., 2008). Zudem wird beobachtet, dass diese Variabilitäten im Gelenkwinkel mit größerer Wurfentfernung ebenfalls zunehmen. Das Zusammentreffen einer verbesserten Kontrolle der Bewegung des Handgelenkes, mit einer vergleichsweise hohen beobachteten Variabilität der Bewegung, scheint auf den ersten Blick widersprüchlich. Andererseits lässt sich diese Variabilität der Handgelenksbewegung auch im Rahmen weiterer Wurfbewegungen beobachten (Dupuy et al., 2000; Kudo et al., 2000; H. Müller, 1999), so dass letztendlich nur eine Interpretation im Sinne einer funktionellen Variabilität sinnvoll erscheint. In jedem Fall waren Ungenauigkeiten beim Treffen des jeweiligen Zieles deutlich geringer, als es die Variabilitäten bei der Bewegungsausführung vermuten ließen.

---

*Deutliche Erhöhungen des Muskelmomentes gehen einher mit geringen Änderung der EMG-Muster*

Überraschenderweise steht den geringen Steigerungen der EMG-Muster des Wurfarmes eine deutliche Steigerung des Netto-Muskelmomentes des Ellbogen- und Handgelenkes um etwa 40% gegenüber (vgl. Abbildung 35, A-Tabelle 25). Bei der Gelenkleistung und der Gelenkwinkelgeschwindigkeit werden für beide Gelenke ebenfalls Steigerungen von etwa 40%-50% beobachtet (vgl. Abbildung 30, A-Tabelle 19 und Abbildung 37, A-Tabelle 27). Die Steigerung von Gelenkleistung und Gelenkmoment des Hand- und Ellbogengelenkes sind im Vergleich zu denen des Kniegelenkes geringer. Die Steigerung fällt andererseits nicht so gering aus, als dass sie im Sinne von nur geringen, notwendigen Anpassungen zur Verbesserung der Präzision des Wurfes interpretierbar wäre. Vielmehr zeigt sich hier mit steigender Wurfentfernung eine deutlich zunehmende Intensität der Bewegung des Wurfarmes, was für eine Unterstützung der Wurfbewegung im Hinblick auf die Abwurfgeschwindigkeit des Balles und damit der Wurfweite spricht. Im Unterschied zu den in der Studie von Liu (Y. T. Liu et al., 2006) beobachteten individuellen Mustern der Probanden bei den maximalen Winkelgeschwindigkeiten der Gelenke des Wurfarmes, wurde in der vorliegenden Studie bei steigender Wurfentfernung eine kontinuierliche Steigerungen aller Parameter beobachtet (vgl. Abbildung 37, A-Tabelle 27). Mit hoher Wahrscheinlichkeit sind diese Unterschiede auf die in der Studie von Liu (Y. T. Liu et al., 2006) geringe Zahl von nur drei teilnehmenden Probanden zurückzuführen. Der in der vorliegenden Studie bei zunehmender Wurfentfernung beobachtete, kontinuierliche Zuwachs der Parameter des Wurfarmes lässt sich im Sinne eines Aufgabenbereiches bezüglich der Wurfweite interpretieren, wogegen individuelle Muster eher für den Aufgabenbereich der Präzision des Wurfes sprechen würden.



*Bei Werfern mit hohem Könnensgrad wird bei kurzen und mittleren Entfernungen die Bewegung des Wurfarmes deutlicher betont*

Bei den Würfeln auf die kürzeste Entfernung D1 wurde vor allem bei den erfahrenen Werfern beobachtet, dass die Bewegung der Beine beim Wurf entweder kaum vorhanden war oder sehr unregelmäßig ausgeführt wurde. Dagegen zeigte sich bei den übrigen Wurfentfernungen bei allen Probanden ein stabiles Bewegungsmuster der Beine. Es lässt sich vermuten, dass für die Bewältigung der geringsten Korbentfernung eine koordinierte Unterstützung der Beine nicht notwendig war. Die Bewegung des Wurfarmes deckte alle Aufgabenbereiche bezüglich der Unterstützung der Wurfweite und der Präzision des Wurfes ab.

Hinzu kommt, dass die Gruppe der erfahrenen Werfer für alle Wurfentfernungen eine signifikant höhere Gelenkleistung im Ellenbogengelenk aufwies (vgl. 3.2.1, A-Tabelle 20). Erfahrene Werfer gewinnen damit hinsichtlich der Wurfweite mehr Unterstützung aus der Bewegung des Wurfarmes, als unerfahrene Werfer. Hinsichtlich der Ellenbogenstrecker besitzen die erfahrenen Werfer eine höhere spezifische Kraftfähigkeit für die Wurfbewegung. Damit sind sie grundsätzlich in der Lage, größere Leistungen in den Gelenken der oberen Extremität zu generieren, als unerfahrene Werfer. Dass diese höhere Leistungsfähigkeit der oberen Extremität bei der Wurfbewegung gezielt genutzt wird, kann als Hinweis gewertet werden, dass allgemein die obere Extremität ebenfalls den Aufgabenbereich der Unterstützung der Wurfweite abdeckt. Unterstützt wird dieses von den Ergebnissen von Tang (Tang & Shung, 2005), in denen gezeigt wurde, dass die isokinetischen Kraftfähigkeit des Ellbogengelenkes für mittlere bis höhere Wurfdistanzen eine signifikante Korrelation mit der Trefferrate zeigte.

Werfer mit geringer Expertise wiesen dagegen für die Entfernungen D1 und D2 signifikant höhere Leistungen im Kniegelenk und damit eine deutlich intensivere der Bewegung der unteren Extremität auf (vgl. 3.2.1, A-Tabelle 18). Die intensivere Bewegung der Beine kann als Kompensation für eine geringere wurfspezifische

Kraftfähigkeit des Wurfarmes bei dieser Werfergruppe gewertet werden. Bei den größeren Wurfentfernungen D3 und D4 zeigten sich keine Unterschiede mehr, da hier vermutlich die erfahrenen Werfer die Bewegung des Wurfarmes vermehrt durch die Beinbewegung zur Bewältigung der Wurfentfernung unterstützten. Allgemein wurde bei den Messungen beobachtet, dass die erfahrenen Werfer die hohen Entfernungen zum Korb deutlich sicherer Bewältigen konnten als die unerfahrenen Werfer.

### **4.3. Methodendiskussion**

#### **4.3.1. Probanden / Messaufbau**

Im Hinblick auf das Probandenkollektiv hat sich die Aufteilung in erfahrene und unerfahrene Werfer, auf Grundlage der Spielerfahrung in einer aktuellen oder früheren Wettkampfspielklasse, als problematisch erwiesen. Ein besserer Ansatz wäre gewesen, die Probanden in einer weiteren Teiluntersuchung eine ausreichende Anzahl von Würfeln auf jede der vier Entfernungen ausführen zu lassen und eine Gruppeneinteilung auf Grundlage des Trefferergebnisses vorzunehmen. Vereinzelt zeigte sich, dass Wettkampferfahrungen in einer hohen Spielklasse nicht mit hervorragenden Trefferleistungen beim Wurf auf den Korb gleichzusetzen waren. Vermutlich wäre hierdurch eine schärfere Trennung der beiden Gruppen erreicht worden, wodurch Unterschiede zwischen den beiden Gruppen möglicherweise deutlicher zu Tage getreten wären.

Vor allem für die Fragestellung der Annäherung und des Zeitpunktes des Eintritts in die GEM wäre eine Mindestanzahl von erfolgreichen Würfeln pro Proband und Wurfentfernung vorteilhaft gewesen. Bei der gewählten Vorgehensweise, dass jeweils eine feste Anzahl von Würfeln ausgeführt wurde, kam es vor allem bei den größeren Wurfentfernungen vor, dass einige Probanden nur sehr wenige oder gar keine Treffer erzielen konnten. Eine Mindestanzahl von Treffern hätte auf der anderen Seite durch die Einbeziehung unerfahrener Werfer in die Studie zu Problemen führen können. Vor allem bei den größeren Wurfdistanzen D3 und D4 wäre vermutlich bei diesen Probanden eine unangemessen hohe Anzahl von Wurfversuchen nötig gewesen. Hier hätte es zu einer Beeinflussung der Ergebnisse durch Ermüdungserscheinungen, vor

allem bei den unerfahrenen Werfern, kommen können. Allerdings hätte es vorteilhaft sein können, zur Aufdeckung von möglichen Unterschieden zwischen erfolgreichen und nicht erfolgreichen Würfeln, jeweils eine gleiche Anzahl von Würfeln gegenüberzustellen und zu untersuchen.

#### **4.3.2. Annäherung der GEM – Vermischung Treffer / Nichttreffer**

Die Ergebnisse der Annäherung der GEM in synchronisierten Schnitten durch den Parameterraum (vgl. 3.1.1 bis 3.1.4) und die Ergebnisse der Untersuchung der Teilkörperbewegungen unter 3.2 wurden aus der Betrachtung sowohl erfolgreicher als auch den Korb verfehlender Würfe gewonnen. Dass dabei die Vermischung erfolgreicher und nicht erfolgreicher Würfe die Ergebnisse in irgendeiner Weise beeinflusst haben könnte, kann nicht grundsätzlich ausgeschlossen werden. In vorhandenen Studien fanden sich zwischen erfolgreichen und nicht erfolgreichen Basketballwürfen keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der kinematischen Parameter des Balles beim Abwurf (Hudson, 1985; S. Miller, 1998). Bezüglich der Kinematik des Wurfarmes wurden ebenfalls keine Unterschiede zwischen Treffern und verfehlenden Würfeln gefunden.

Der Verlauf der Balltrajektorie durch den Parameterraum sollte diesbezüglich ebenfalls keine grundsätzlichen Unterschiede zeigen. Bis auf wenige Ausnahmen haben die als Nichttreffer eingestuft Würfe wenigstens den Ring des Basketballkorbes getroffen. Es ist damit sehr unwahrscheinlich, dass sich diese geringfügigen Abweichungen von einer Flugtrajektorie durch den Mittelpunkt des Korbes in eindeutiger Weise in der zu Grunde liegenden Bewegung nachweisen lassen. Qualitativ zeigt der Verlauf der Balltrajektorien durch den Parameterraum und der dazu gehörige euklidische Abstand von der GEM (vgl. Abbildung 17) keine Unterschiede zwischen erfolgreichen und nicht erfolgreichen Würfeln. Bei Betrachtung der Situation in der  $\alpha - v$  Ebene (vgl. Abbildung 18) waren ebenfalls qualitativ keine grundsätzlichen Unterschiede bei den Trajektorien des Balls vor dem Abwurf zu sehen.

Aufgrund der zitierten Wurfliteratur ist es wahrscheinlich, dass die Gründe für die beobachteten Ungenauigkeiten nicht unbedingt in der Ausführung, sondern auch in der

intrinsischen Planung der Bewegung zu suchen sind. Es gibt Hinweise, dass Basketballspieler vom höchsten Niveau besser in der Lage sind, den Erfolg eines Wurfes durch bloße Betrachtung der Bewegung vorherzusagen als andere, eng mit dem Sport verbundenen Experten, wie z.B. die Trainer (Aglioti et al., 2008). Elitespieler scheinen durch ihre eigene Bewegungserfahrung in gewisser Weise die Kinematik eines Wurfes „lesen“ zu können, wobei nicht geklärt ist, welche Details oder welche Parameter der betrachteten Wurfbewegung ursächlich für dieses Phänomen sind.

Auch bei den unerfahrenen Werfern waren Fehlwürfe, die den Korb und seine Aufbauten komplett verfehlt haben, in der eindeutigen Minderzahl. Die in dieser Studie untersuchten Parameter beziehen sich in der Regel auf die Mediane einer gesamten Wurfserie. Damit kann davon ausgegangen werden, dass Abweichungen einer einzelnen verunglückten Wurfausführung im Endeffekt nicht zum Tragen kommen.

#### **4.3.3. Einbeziehung / Vernachlässigung des Luftwiderstandes**

In der vorliegenden Arbeit wurde bis auf eine Ausnahme bei den Berechnungen der Wurfweite ein Modell des Schrägen Wurfes mit vernachlässigtem Luftwiderstand verwendet. Bei der Untersuchung des Zeitpunktes des Eintritts in die GEM (vgl. 2.6.3 und 3.1.7.2) wurde dagegen ein Wurfmodell mit Berücksichtigung des Luftwiderstandes benutzt. Bei der Untersuchung des Eintrittszeitpunktes in die GEM wurden gemessene Abwurfparameter des Balles mit den gemessenen Entfernungen zum Korb (vgl. 2.2.4) in Relation gesetzt. Eine Vernachlässigung des Luftwiderstandes führte hier zu teilweise unrealistischen Flugweiten des Balles, so dass Abwurfbedingungen eines gemessenen, treffenden Wurfes rechnerisch zu einem Verfehlen des Korbes geführt hätten. Da der Zeitpunkt des Erreichens des vorderen Korbringes eine zentrale Rolle bei der Untersuchung des Eintrittszeitpunktes spielte, musste in diesem Fall der Luftwiderstand unbedingt mit einberechnet werden.

Bei den übrigen Berechnungen der Wurfweite konnte auf die Betrachtung des Luftwiderstandes verzichtet werden. Der aus dieser Vorgehensweise resultierende, systematische Fehler führte nicht zu Beeinträchtigungen der dargestellten Untersuchungen. Die Vernachlässigung des Luftwiderstandes führt zu einer

systematischen Änderung der berechneten Wurfweite des Balles. Die, bei vernachlässigtem Luftwiderstand resultierende, zu große Wurfweite wird dadurch kompensiert, dass die Entfernung zum Korb implizit geringfügig so vergrößert wird, dass eine Wurftrajektorie, die gemessen durch den Mittelpunkt des Korbes ging, im rechnerischen Ergebnis ebenfalls den Mittelpunkt des Korbringes passiert. Diese Vorgehensweise ist solange unproblematisch, wie die reale gemessene Entfernung des Korbes nicht explizit mit den gemessenen Abwurfparametern des Balles in Relation gebracht wird.

#### 4.4. Schlussfolgerungen

Bei der Betrachtung des zugrunde liegenden Parameterraumes  $\mathcal{P}$  des gezielten Basketballwurfes wurde die mit einem erfolgreichen Wurf verknüpfte Zielmannigfaltigkeit  $\mathcal{G}$  (GEM) untersucht. Die geometrische Ausdehnung der GEM kann nicht in der Weise genutzt werden, dass die Balltrajektorie über einen längeren Zeitraum innerhalb der GEM verläuft, wodurch die Anforderungen an die Präzision des Timings des Abwurfes reduziert werden würden. Die Idealvorstellung eines frühzeitigen Erreichens der GEM und gleichzeitiger Exploration bis zum Abwurf, ist nicht erreichbar. Bei der Betrachtung der Annäherung der GEM in der  $\alpha - v$  Ebene zeigt sich diesbezüglich das zentrale Problem, dass der Ball während der Ausführung der Wurfbewegung abgebremst werden müsste, was aufgrund der Größe des Balles nicht umsetzbar ist.

Kritischer Punkt bei der Annäherung und des Erreichens der GEM ist, dass dem Ball bis zum Zeitpunkt des Abwurfes eine, für das Treffen des Korbes geeignete, Abwurfgeschwindigkeit erteilt worden ist. Die geringe geometrische Ausdehnung der GEM in Richtung der Geschwindigkeit  $v$  im Schnitt der  $\alpha - v$  Ebene macht deutlich, dass die zentrale Aufgabe beim gezielten Basketballwurf darin besteht, die GEM für einen erfolgreichen Wurf überhaupt zu erreichen. In diesem Zusammenhang spielt das Abklappen des Handgelenkes beim Abwurf eine zentrale Rolle. Es wurden Hinweise gefunden, dass die Bewegung des Handgelenkes maßgeblich an der Kompensation von Ungenauigkeiten der Segmentgeschwindigkeiten des Wurfarms beteiligt ist. Diese Mechanismen sind dahingehend ausgerichtet, Variationen in der Abwurfgeschwindigkeit des Balles zu minimieren. Im Hinblick auf den Wurferfolg erweist sich die Abwurfgeschwindigkeit wiederholt als kritischer Parameter. Diese Auffassung wird durch die geringeren Streuungen der Verläufe der Balltrajektorie und der Abwurfgeschwindigkeit sowie des Abwurfwinkels bei Werfern mit hohem Könnensgrad unterstützt.

Hinsichtlich der Präzision und der Generierung der Wurfweite lassen sich für die Teilkörperbewegungen der oberen und unteren Extremität keine deutlich voneinander getrennte Aufgabenbereiche erkennen. Die Teilkörperbewegung der oberen Extremität

liefert ebenfalls einen deutlichen Beitrag zur Abwurfgeschwindigkeit des Balles und damit zur Wurfweite. Die Aufteilung der Wurfbewegung in Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper mit unterschiedlichen Aufgabenbereichen muss möglicherweise differenzierter behandelt werden. Dies gilt vor allem im Hinblick auf die Teilbewegung der oberen Extremität, da hier den einzelnen Gelenken in unterschiedlichem Maße eine Beteiligung an den Aufgabenbereichen der Präzision und der Wurfweite zugeordnet werden können. Grundsätzliche Einigkeit besteht dahingehend, dass die Rolle der Teilkörperbewegung der unteren Extremität bei der Unterstützung der Wurfweite zu suchen ist.

Die Koordination der Teilkörperbewegungen von Ober- und Unterkörper lassen sich global durch ein abstraktes Feder-Masse-Modell abbilden. Grundlegende Muster der Bewegung, wie das Arrangement der Verläufe der mechanischen Leistung beider Teilkörperbewegungen, lassen sich mit diesem einfachen Modell erstaunlich gut reproduzieren, obwohl das Modell keine Rotationsbewegung bei der oberen Extremität umfasst. Kombinierte Untersuchungen des Wurfmodells und der gemessenen Bewegung der Probanden legen nahe, dass die resultierende Wurfweite durch eine Erhöhung der Gelenksteifigkeiten im Knie- und Ellbogengelenk vergrößert wird.

Die Teilkörperbewegungen von oberer und unterer Extremität sind derart gekoppelt, dass der Wirkungsgrad der Wurfbewegung hinsichtlich der erreichten Wurfweite maximiert wird. Im Hinblick auf die Annäherung und das Erreichens der GEM des Basketballwurfes, hat eine veränderte Koordination der Teilkörperbewegungen des Ober- und des Unterkörpers keinen fundamentalen Einfluss. Die Abwurfgeschwindigkeit des Balles bleibt der kritische Parameter im Hinblick auf das Erreichen der GEM und damit für den Wurfserfolg.

Diese spezielle, sehr effektive Kopplung der Teilkörperbewegungen stellt vermutlich eine tiefverwurzelte, grundsätzliche Fähigkeit dar, da ein solches Bewegungsmuster bei den Probanden, unabhängig von der Vertrautheit mit der Bewegung des Basketballstandwurfes, beobachtet werden konnte.

## 5. Literaturverzeichnis

- Aglioti, S. M., Cesari, P., Romani, M., & Urgesi, C. (2008). Action anticipation and motor resonance in elite basketball players. *Nature Neuroscience*, 11(9), 1109-1116.
- Alexander, R. M. (1991). Optimum timing of muscle activation for simple models of throwing. *J Theor Biol*, 150(3), 349-372.
- Anders, C., Wagner, H., Puta, C., Grassme, R., Petrovitch, A., & Scholle, H. C. (2007). Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J Electromyogr Kinesiol*, 17(2), 245-252.
- Applegate, R. A., & Applegate, R. A. (1992). Set shot shooting performance and visual acuity in basketball. *Optom Vis Sci*, 69(10), 765-768.
- Atwater, A. E. (1979). Biomechanics of overarm throwing movements and of throwing injuries. *Exerc Sport Sci Rev*, 7, 43-85.
- Bartlett, R., Wheat, J., & Robins, M. (2007). Is movement variability important for sports biomechanists? *Sports Biomech*, 6(2), 224-243.
- Bernstein, N. A. (1967). *The coordination and regulation of movement*. Oxford: Pergamon Press.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech*, 22(11-12), 1217-1227.
- Blickhan, R., Seyfarth, A., Geyer, H., Grimmer, S., Wagner, H., & Gunther, M. (2007). Intelligence by mechanics. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci*, 365(1850), 199-220.
- Bobbert, M. F., & van Ingen Schenau, G. J. (1988). Coordination in vertical jumping. *J Biomech*, 21(3), 249-262.
- Borsa, P. A., Dover, G. C., Wilk, K. E., & Reinold, M. M. (2006). Glenohumeral range of motion and stiffness in professional baseball pitchers. *Med Sci Sports Exerc*, 38(1), 21-26.
- Brancazio, P. J. (1980). Physics of basketball. *Am J Phys*, 49(4).
- Budescu, E., Merticaru, E., & Iacob, R. M. (2009). *Inverse kinematics in the success of the throw in basketball game*. Paper presented at the 27th ISBS, Limerick, Ireland.
- Button, C., MacLeod, M., Sanders, R., & Coleman, S. (2003). Examining movement variability in the basketball free-throw action at different skill levels. *Res Q Exerc Sport*, 74(3), 257-269.
- Calvin, W. H. (1983). A stone's throw and its launch window: timing precision and its implications for language and hominid brains. *J Theor Biol*, 104(1), 121-135.
- Chen, W.-C. L., S.-L. Lee, Y.-K. Wang, J.-S. (2005). *Effects of upper extremity fatigue on basketball shooting accuracy*. Paper presented at the 23th ISBS.
- Chiang, H. Y. (2006). *Coordination of basketball shooting movement of different skill level players*. Paper presented at the 24th ISBS Salzburg - Austria.
- Chowdhary, A. G., & Challis, J. H. (1999). Timing accuracy in human throwing. *J Theor Biol*, 201(4), 219-229.



- Chowdhary, A. G., & Challis, J. H. (2001). The biomechanics of an overarm throwing task: a simulation model examination of optimal timing of muscle activations. *J Theor Biol*, 211(1), 39-53.
- Cleveland, A., Rocca, A. M., Wendt, E. L., & Westergaard, G. C. (2004). Transport of tools to food sites in tufted capuchin monkeys (*Cebus apella*). *Anim Cogn*, 7(3), 193-198.
- Cordo, P., Carlton, L., Bevan, L., Carlton, M., & Kerr, G. K. (1994). Proprioceptive coordination of movement sequences: role of velocity and position information. *J Neurophysiol*, 71(5), 1848-1861.
- Cordo, P. J. (1988). Kinesthetic coordination of a movement sequence in humans. *Neurosci Lett*, 92(1), 40-45.
- Cusumano, J. P., & Cesari, P. (2006). Body-goal Variability Mapping in an Aiming Task. *Biol Cybern*, 94(5), 367-379.
- Darlington, P. J., Jr. (1975). Group selection, altruism, reinforcement, and throwing in human evolution. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 72(9), 3748-3752.
- de Oliveira, R. F., Huys, R., Oudejans, R. R., van de Langenberg, R., & Beek, P. J. (2007). Basketball jump shooting is controlled online by vision. *Exp Psychol*, 54(3), 180-186.
- de Oliveira, R. F., Oudejans, R. R., & Beek, P. J. (2006). Late information pick-up is preferred in basketball jump shooting. *J Sports Sci*, 24(9), 933-940.
- Debicki, D. B., Gribble, P. L., Watts, S., & Hore, J. (2004). Kinematics of wrist joint flexion in overarm throws made by skilled subjects. *Exp Brain Res*, 154(3), 382-394.
- Domkin, D., Laczko, J., Djupsjobacka, M., Jaric, S., & Latash, M. L. (2005). Joint angle variability in 3D bimanual pointing: uncontrolled manifold analysis. *Exp Brain Res*, 163(1), 44-57.
- Dupuy, M. A., Motte, D., & Ripoll, H. (2000). The regulation of release parameters in underarm precision throwing. *J Sports Sci*, 18(6), 375-382.
- Edmondstone, M. A. (1993). *Contribution of muscle to optimal performance in simulated overarm throwing*. Unpublished Master Thesis, University of Waterloo
- Erculj, F., & Supej, M. (2009). Impact of fatigue on the position of the release arm and shoulder girdle over a longer shooting distance for an elite basketball player. *J Strength Cond Res*, 23(3), 1029-1036.
- Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle recruitment patterns and related biomechanics during upper extremity sports. *Sports Med*, 39(7), 569-590.
- Farley, C. T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor, C. R. (1991). Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol*, 71(6), 2127-2132.
- Fleisig, G. S., Barrentine, S. W., Escamilla, R. F., & Andrews, J. R. (1996). Biomechanics of overhand throwing with implications for injuries. *Sports Med*, 21(6), 421-437.
- Fradet, L., Botcazou, M., Durocher, C., Cretual, A., Multon, F., Prioux, J., et al. (2004). Do handball throws always exhibit a proximal-to-distal segmental sequence? *J Sports Sci*, 22(5), 439-447.

- Fradet, L., Kulpa, R., Bideau, B., Multon, F., & Delamarche, P. (2003). Kinematic simulation of handball throwing. *Esm 2003: 17th European Simulation Multiconference*, 323-328.
- Fukushima, M., & Kawaguchi, M. (1985). *Factors affecting free throwing*. Paper presented at the 3rd ISBS, Greeley, USA.
- Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2005). Spring-mass running: simple approximate solution and application to gait stability. *J Theor Biol*, 232(3), 315-328.
- Geyer, H., Seyfarth, A., & Blickhan, R. (2006). Compliant leg behaviour explains basic dynamics of walking and running. *Proc Biol Sci*, 273(1603), 2861-2867.
- Glousman, R., Jobe, F., Tibone, J., Moynes, D., Antonelli, D., & Perry, J. (1988). Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *J Bone Joint Surg Am*, 70(2), 220-226.
- Goodall, J. (1964). Tool-Using And Aimed Throwing In A Community Of Free-Living Chimpanzees. *Nature*, 201, 1264-1266.
- Grimmer, S., Ernst, M., Gunther, M., & Blickhan, R. (2008). Running on uneven ground: leg adjustment to vertical steps and self-stability. *Journal of Experimental Biology*, 211(18), 2989-3000.
- Hamilton, G. R., & Reinschmidt, C. (1997). Optimal trajectory for the basketball free throw. *J Sports Sci*, 15(5), 491-504.
- Hancock, R. E., & Hawkins, R. J. (1996). Applications of electromyography in the throwing shoulder. *Clin Orthop Relat Res*(330), 84-97.
- Hayes, D. (1987). *Body segment contributions to free throw shooting in basketball*. Paper presented at the 5th ISBS, Athens.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*, 10(5), 361-374.
- Herring, R. M. (1989). *Computer simulation of throwing: The influence of segmental parameters on the progression of movement associated with maximal effort throws*. Unpublished Master Thesis, Simon Fraser University Ottawa.
- Herring, R. M., & Chapman, A. E. (1992). Effects of changes in segmental values and timing of both torque and torque reversal in simulated throws. *J Biomech*, 25(10), 1173-1184.
- Hirashima, M., Kadota, H., Sakurai, S., Kudo, K., & Ohtsuki, T. (2002). Sequential muscle activity and its functional role in the upper extremity and trunk during overarm throwing. *J Sports Sci*, 20(4), 301-310.
- Hirashima, M., Kudo, K., & Ohtsuki, T. (2003). Utilization and compensation of interaction torques during ball-throwing movements. *J Neurophysiol*, 89(4), 1784-1796.
- Hirashima, M., Kudo, K., Watarai, K., & Ohtsuki, T. (2007). Control of 3D limb dynamics in unconstrained overarm throws of different speeds performed by skilled baseball players. *J Neurophysiol*, 97(1), 680-691.
- Hirashima, M., Ohgane, K., Kudo, K., Hase, K., & Ohtsuki, T. (2003). Counteractive relationship between the interaction torque and muscle torque at the wrist is predestined in ball-throwing. *J Neurophysiol*, 90(3), 1449-1463.

- Hirashima, M., & Ohtsuki, T. (2008). Exploring the mechanism of skilled overarm throwing. *Exerc Sport Sci Rev*, 36(4), 205-211.
- Hirashima, M., Yamane, K., Nakamura, Y., & Ohtsuki, T. (2008). Kinetic chain of overarm throwing in terms of joint rotations revealed by induced acceleration analysis. *J Biomech*, 41(13), 2874-2883.
- Hochstein, S. (2007). *Stabilisierung des Auftreffpunkts durch Topspin im Tennis*. Unpublished Diplomarbeit, Friedrich-Schiller-Universität, Jena.
- Hong, D. A., Cheung, T. K., & Roberts, E. M. (2001). A three-dimensional, six-segment chain analysis of forceful overarm throwing. *J Electromyogr Kinesiol*, 11(2), 95-112.
- Hore, J., Debicki, D. B., & Watts, S. (2005). Braking of elbow extension in fast overarm throws made by skilled and unskilled subjects. *Exp Brain Res*, 164(3), 365-375.
- Hore, J., O'Brien, M., & Watts, S. (2005). Control of joint rotations in overarm throws of different speeds made by dominant and nondominant arms. *Journal of Neurophysiology*, 94(6), 3975-3986.
- Hore, J., Ritchie, R., & Watts, S. (1999). Finger opening in an overarm throw is not triggered by proprioceptive feedback from elbow extension or wrist flexion. *Exp Brain Res*, 125(3), 302-312.
- Hore, J., Timmann, D., & Watts, S. (2002). Disorders in timing and force of finger opening in overarm throws made by cerebellar subjects. *Ann N Y Acad Sci*, 978, 1-15.
- Hore, J., & Watts, S. (2005). Timing finger opening in overarm throwing based on a spatial representation of hand path. *J Neurophysiol*, 93(6), 3189-3199.
- Hore, J., Watts, S., & Martin, J. (1996). Finger flexion does not contribute to ball speed in overarm throws. *J Sports Sci*, 14(4), 335-342.
- Hore, J., Watts, S., Martin, J., & Miller, B. (1995). Timing of Finger Opening and Ball Release in Fast and Accurate Overarm Throws. *Experimental Brain Research*, 103(2), 277-286.
- Hore, J., Watts, S., & Tweed, D. (1994). Arm position constraints when throwing in three dimensions. *J Neurophysiol*, 72(3), 1171-1180.
- Hore, J., Watts, S., & Tweed, D. (1996). Errors in the control of joint rotations associated with inaccuracies in overarm throws. *J Neurophysiol*, 75(3), 1013-1025.
- Hore, J., Watts, S., Tweed, D., & Miller, B. (1996). Overarm throws with the nondominant arm: kinematics of accuracy. *J Neurophysiol*, 76(6), 3693-3704.
- Hudson, J. L. (1982). A Biomechanical Analysis by Skill Level of Free Throw Shooting in Basketball. *J. Terauds (Ed.), Biomechanics in Sports (pp. 95-102)*.
- Hudson, J. L. (1985). *Diagnosis of biomechanical errors using regression analysis*. Paper presented at the 3rd ISBS, Greeley, USA.
- Huston. (2003). Basketball shooting strategies – the free throw, direct shot and layup. *Sports Engineering*, 6.
- Ishida, K., Murata, M., & Hirano, Y. (2006). Shoulder and elbow kinematics in throwing of young baseball players. *Sports Biomech*, 5(2), 183-196.
- Jegede, E., Watts, S., Stitt, L., & Hore, J. (2005). Timing of ball release in overarm throws affects ball speed in unskilled but not skilled individuals. *J Sports Sci*, 23(8), 805-816.

- Jobe, F. W., Tibone, J. E., Perry, J., & Moynes, D. (1983). An EMG analysis of the shoulder in throwing and pitching. A preliminary report. *Am J Sports Med*, 11(1), 3-5.
- John, J. (2009). *Inter-trial dynamics in goal-oriented tasks*. Unpublished Dissertation, Penn State University, State College, PA.
- Joris, H. J., van Muyen, A. J., van Ingen Schenau, G. J., & Kemper, H. C. (1985). Force, velocity and energy flow during the overarm throw in female handball players. *J Biomech*, 18(6), 409-414.
- Kelly, B. T., Barnes, R. P., Powell, J. W., & Warren, R. F. (2004). Shoulder injuries to quarterbacks in the national football league. *Am J Sports Med*, 32(2), 328-331.
- Kolakowski, D. (1974). Spatial ability, throwing accuracy and man's hunting heritage. *Nature*, 251, 410-412.
- Kollath, E. (1996). *Bewegungsanalyse in den Sportspielen*; Köln: Sport und Buch Strauß.
- Konrad, P. (2005). EMG-Fibel, eine praxisorientierte Einführung in die kinesologische Elektromyographie, . Noraxon INC, USA.
- Kudo, K., Tsutsui, S., Ishikura, T., Ito, T., & Yamamoto, Y. (2000). Compensatory coordination of release parameters in a throwing task. *J Mot Behav*, 32(4), 337-345.
- Langendorfer, S. J., & Robertson, M. A. (2002). Individual pathways in the development of forceful throwing. *Res Q Exerc Sport*, 73(3), 245-256.
- Leca, J. B., Nahallage, C. A., Gunst, N., & Huffman, M. A. (2008). Stone-throwing by Japanese macaques: form and functional aspects of a group-specific behavioral tradition. *J Hum Evol*, 55(6), 989-998.
- Lin, H. T., Su, F. C., Nakamura, M., & Chao, E. Y. S. (2003). Complex chain of momentum transfer of body segments in the baseball pitching motion. *Journal of the Chinese Institute of Engineers*, 26(6), 861-868.
- Liu, C. Q., Li, F., & Huston, R. L. (2006). Dynamics of a basketball rolling around the rim. *Journal of Dynamic Systems Measurement and Control-Transactions of the Asme*, 128(2), 359-364.
- Liu, J., & Wrisberg, C. A. (2005). Immediate and delayed bilateral transfer of throwing accuracy in male and female children. *Res Q Exerc Sport*, 76(1), 20-27.
- Liu, S., & Burton, A. W. (1999). Changes in basketball shooting patterns as a function of distance. *Percept Mot Skills*, 89(3 Pt 1), 831-845.
- Liu, Y. T., Chiang, H. Y., & Mayer-Kress, G. (2006). Variability in accuracy: Movement degeneracy in basketball clean shot. *J Biomech*, 39(Sup 1), 189-190.
- Lonsdale, C., & Tam, J. T. (2008). On the temporal and behavioural consistency of pre-performance routines: an intra-individual analysis of elite basketball players' free throw shooting accuracy. *J Sports Sci*, 26(3), 259-266.
- Malone, L. A. (2002). Shooting mechanics related to player classification and free throw success in wheelchair basketball. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 39,(No. 6,), Pages 701–710.
- Marques-Bruna, P., & Grimshaw, P. N. (1998). Variability in development of overarm throwing: a longitudinal case study over the first 6 months of throwing. *Percept Mot Skills*, 86(3 Pt 2), 1403-1418.

- Marshall, R. N. (2000). *Applications to throwing of recent research on proximal-to-distal sequencing*. Paper presented at the 18th ISBS, Hong Kong, China.
- Marshall, R. N., & Elliott, B. C. (2000). Long-axis rotation: the missing link in proximal-to-distal segmental sequencing. *J Sports Sci*, 18(4), 247-254.
- McDonald, P. V., van Emmerik, R. E., & Newell, K. M. (1989). The effects of practice on limb kinematics in a throwing task. *J Mot Behav*, 21(3), 245-264.
- McNaughton, S., Timmann, D., Watts, S., & Hore, J. (2004). Overarm throwing speed in cerebellar subjects: effect of timing of ball release. *Exp Brain Res*, 154(4), 470-478.
- Menzel, H.-J. (1986). Basketball. In R. Ballreich, H.-J. Menzel & V. Dübötzky (Eds.), *Biomechanik der Sportspiele*. Enke, Stuttgart: Ballreich, R.
- Meyer, K. E., Saether, E. E., Soiney, E. K., Shebeck, M. S., Paddock, K. L., & Ludewig, P. M. (2008). Three-dimensional scapular kinematics during the throwing motion. *J Appl Biomech*, 24(1), 24-34.
- Miller, S. (1998). *The kinematics of inaccuracy in basketball shooting*. Paper presented at the 16th ISBS, Konstanz - Germany.
- Miller, S., & Bartlett, R. (1996). The relationship between basketball shooting kinematics, distance and playing position. *J Sports Sci*, 14(3), 243-253.
- Miller, S., & Bartlett, R. M. (1993). The effects of increased shooting distance in the basketball jump shot. *J Sports Sci*, 11(4), 285-293.
- Miller, S. A. (1996). *The relationship between kinematic variables and shooting distance in basketball: A re-evaluation*. Paper presented at the 14th ISBS, Funchal - Madeira - Portugal.
- Morrison, S., & Anson, J. G. (1999). Natural goal-directed movements and the triphasic EMG. *Motor Control*, 3(4), 346-371.
- Müller, H. (1999). Functional Variability and an equifinal path of movement during targeted throwing. *Journal of Human Movement Studies*, 36, 103-126.
- Müller, H. (2001). *Ausführungsvariabilität und Ergebniskonstanz*. Lengerich: Pabst Science Publ.
- Muller, H., & Sternad, D. (2004). Decomposition of variability in the execution of goal-oriented tasks: three components of skill improvement. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 30(1), 212-233.
- Müller, H. S., D. (2004). Accuracy and Variability in Goal Oriented Movements - Decomposing Gender Differences in Children. *Journal of Human Kinetics*, 12, 31-50.
- Nakamichi, M. (1998). Stick Throwing by Gorillas (*Gorilla gorilla gorilla*) at the San Diego Wild Animal Park. *Folia Primatol (Basel)*, 69(5), 291-295.
- Nunome, H., Doyo, W., Sakurai, S., Ikegmai, Y., & Yabe, K. (2002). A kinematic study of the upper-limb motion of wheelchair basketball shooting in tetraplegic adults. *J Rehabil Res Dev*, 39(1), 63-71.
- Okubo, H., & Hubbard, M. (2006). Dynamics of the basketball shot with application to the free throw. *J Sports Sci*, 24(12), 1303-1314.
- Osvath, M. (2009). Spontaneous planning for future stone throwing by a male chimpanzee. *Curr Biol*, 19(5), R190-191.

- Oudejans, R. R., van de Langenberg, R. W., & Hutter, R. I. (2002). Aiming at a far target under different viewing conditions: visual control in basketball jump shooting. *Hum Mov Sci*, 21(4), 457-480.
- Ouellette, H., Labis, J., Bredella, M., Palmer, W. E., Sheah, K., & Torriani, M. (2008). Spectrum of shoulder injuries in the baseball pitcher. *Skeletal Radiol*, 37(6), 491-498.
- Pedegana, L. R., Elsner, R. C., Roberts, D., Lang, J., & Farewell, V. (1982). The relationship of upper extremity strength to throwing speed. *Am J Sports Med*, 10(6), 352-354.
- Peters, M. (1997). Gender Differences in Intercepting A Moving Target by Using a Throw or Button Press. *J Mot Behav*, 29(4), 290-296.
- Putnam, C. A. (1991). A segment interaction analysis of proximal-to-distal sequential segment motion patterns. *Med Sci Sports Exerc*, 23(1), 130-144.
- Putnam, C. A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: descriptions and explanations. *J Biomech*, 26 Suppl 1, 125-135.
- Ranson, C., & Gregory, P. L. (2008). Shoulder injury in professional cricketers. *Phys Ther Sport*, 9(1), 34-39.
- Robins, M. (2006). The effect of shooting distance on movement variability in basketball. *Journal of Human Movement Studies*, 59, 217-238.
- Robins, M., Davids, K., Bartlett, R., & West, J. S. (2008). *Changes in compensatory variability as a function of task expertise and distance during basketball shooting*. Paper presented at the 26th ISBS, Seoul, Korea.
- Rojas, F. J., Cepero, M., Ona, A., & Gutierrez, M. (2000). Kinematic adjustments in the basketball jump shot against an opponent. *Ergonomics*, 43(10), 1651-1660.
- Runion, B. P., Robertson, M. A., & Langendorfer, S. J. (2003). Forceful overarm throwing: a comparison of two cohorts measured 20 years apart. *Res Q Exerc Sport*, 74(3), 324-330.
- Sakurai, S., & Ohtsuki, T. (2000). Muscle activity and accuracy of performance of the smash stroke in badminton with reference to skill and practice. *J Sports Sci*, 18(11), 901-914.
- Salzmann, G. M., Sandmann, G., & Imhoff, A. B. (2005). Die Sportlerschulter. *Orthopädie & Rheuma*, 6.
- Scholz, J. P., Kang, N., Patterson, D., & Latash, M. L. (2003). Uncontrolled manifold analysis of single trials during multi-finger force production by persons with and without Down syndrome. *Exp Brain Res*, 153(1), 45-58.
- Scholz, J. P., & Schoner, G. (1999). The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task. *Exp Brain Res*, 126(3), 289-306.
- Scholz, J. P., Schoner, G., & Latash, M. L. (2000). Identifying the control structure of multijoint coordination during pistol shooting. *Exp Brain Res*, 135(3), 382-404.
- Seyfarth, A., Geyer, H., Gunther, M., & Blickhan, R. (2002). A movement criterion for running. *J Biomech*, 35(5), 649-655.
- Sillero Quintana, M., Refoyo Roman, I., Lorenzo Calvo, A., & Sampedro Molinuevo, J. (2007). Perceptual visual skills in young highly skilled basketball players. *Percept Mot Skills*, 104(2), 547-561.

- Silverberg, L., Tran, C., & Adcock, K. (2003). Numerical analysis of the basketball shot. *Journal of Dynamic Systems Measurement and Control-Transactions of the Asme*, 125(4), 531-540.
- Smeets, J. B., Frens, M. A., & Brenner, E. (2002). Throwing darts: timing is not the limiting factor. *Exp Brain Res*, 144(2), 268-274.
- Southard, D., & Miracle, A. (1993). Rhythmicity, ritual, and motor performance: a study of free throw shooting in basketball. *Res Q Exerc Sport*, 64(3), 284-290.
- Southard, D., Miracle, A., & Landwer, G. (1989). Ritual and free-throw shooting in basketball. *J Sports Sci*, 7(2), 163-173.
- Stankovic, R. (2006). *Biomechanical analysis of free shooting technique in basketball in relation to precision and position of the players*. Paper presented at the 24th ISBS Salzburg – Austria.
- Sternad, D., Duarte, M., Katsumata, H., & Schaal, S. (2001a). Bouncing a ball: tuning into dynamic stability. *J Exp Psychol Hum Percept Perform*, 27(5), 1163-1184.
- Sternad, D., Duarte, M., Katsumata, H., & Schaal, S. (2001b). Dynamics of a bouncing ball in human performance. *Phys Rev E Stat Nonlin Soft Matter Phys*, 63(1 Pt 1), 011902.
- Sugiyama, Y. K., J. (1979). Tool-Using and -Making Behavior in Wild Chimpanzees at Bossou, Guinea. *Primates*, 20(4), 513-524.
- Tan, A., & Miller, G. (1981). Kinematics of the Free Throw in Basketball. *American Journal of Physics*, 49(6), 542-544.
- Tang, W. T., & Shung, H. M. (2005). Relationship between isokinetic strength and shooting accuracy at different shooting ranges in Taiwanese elite high school basketball players. *Isokinetics and Exercise Science*, 13(3), 169-174.
- Teixeira, L. A., & Gasparetto, E. R. (2002). Lateral asymmetries in the development of the overarm throw. *J Mot Behav*, 34(2), 151-160.
- Timmann, D., Citron, R., Watts, S., & Hore, J. (2001). Increased variability in finger position occurs throughout overarm throws made by cerebellar and unskilled subjects. *J Neurophysiol*, 86(6), 2690-2702.
- Timmann, D., Watts, S., & Hore, J. (1999). Failure of cerebellar patients to time finger opening precisely causes ball high-low inaccuracy in overarm throws. *J Neurophysiol*, 82(1), 103-114.
- Todorov, E., & Jordan, M. I. (2002). Optimal feedback control as a theory of motor coordination. *Nature Neuroscience*, 5(11), 1226-1235.
- Todorov, E., & Jordan, M. I. (2003). A minimal intervention principle for coordinated movement. *Advances in Neural Information Processing Systems*, 15, 27-34.
- Toyoshima, S., Hoshikawa, T., & Ikegami, Y. (1985). Effects of initial ball velocity and angle of projection on accuracy in basketball shooting. In K. F. A. Morecki, K. Kedzior, A. Wit (Ed.), *Biomechanics VII-B* (pp. 525-530). Baltimore: University Park Press.
- Toyoshima S., H. T., Miyashita M., Oguri T. (1974). Contributions of body parts to throwing performance. In *Biomechanics IV, Proceedings of the Fourth International Seminar on Biomechanics* (pp. 169-174): Baltimore: University Park Press.
- Tran, C. M., & Silverberg, L. M. (2008). Optimal release conditions for the free throw in men's basketball. *Journal of Sports Sciences*, 26(11), 1147-1155.

- Tripp, B. L., Boswell, L., Gansneder, B. M., & Shultz, S. J. (2004). Functional Fatigue Decreases 3-Dimensional Multijoint Position Reproduction Acuity in the Overhead-Throwing Athlete. *J Athl Train*, 39(4), 316-320.
- Tsarouchas, E., Kalamaras, K., & Giavroglou, A. (1988). *Biomechanical analysis of free shooting in basketball*. Paper presented at the 6th Symposium of the ISBS, Bozeman, Montana.
- Valero-Cuevas, F. J., Venkadesan, M., & Todorov, E. (2009). Structured Variability of Muscle Activations Supports the Minimal Intervention Principle of Motor Control. *Journal of Neurophysiology*, 102(1), 59-68.
- van den Tillaar, R. (2004). A force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *Journal of Sports Science and Medicine*, 3, 211-219.
- Van Soest, A. J., Bobbert, M. F., & Van Ingen Schenau, G. J. (1994). A control strategy for the execution of explosive movements from varying starting positions. *J Neurophysiol*, 71(4), 1390-1402.
- Wagner, H., & Blickhan, R. (1999). Stabilizing function of skeletal muscles: an analytical investigation. *J Theor Biol*, 199(2), 163-179.
- Wagner, H., & Blickhan, R. (2003). Stabilizing function of antagonistic neuromusculoskeletal systems: an analytical investigation. *Biol Cybern*, 89(1), 71-79.
- Watts, S., Pessotto, I., & Hore, J. (2004). A simple rule for controlling overarm throws to different targets. *Exp Brain Res*, 159(3), 329-339.
- Westergaard, G. C., Kuhn, H. E., Babitz, M. A., & Suomi, S. J. (1998). Aimed throwing as a means of food transfer between tufted capuchins (*Cebus apella*). *International Journal of Primatology*, 19(1), 123-131.
- Westergaard, G. C., Liv, C., Haynie, M. K., & Suomi, S. J. (2000). A comparative study of aimed throwing by monkeys and humans. *Neuropsychologia*, 38(11), 1511-1517.
- Westergaard, G. C. S., S. J. (1994). Aimed throwing of stones by tufted capuchin monkeys (*Cebus apella*). *HUMAN EVOLUTION*, 9(4), 323-329.
- Wilk, K. E., Meister, K., Fleisig, G., & Andrews, J. R. (2000). Biomechanics of the overhead throwing motion. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 8(2), 124-134.
- Wilk, K. E., Obma, P., Simpson, C. D., Cain, E. L., Dugas, J. R., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder injuries in the overhead athlete. *J Orthop Sports Phys Ther*, 39(2), 38-54.
- Wood, J. N., Glynn, D. D., & Hauser, M. D. (2007). The uniquely human capacity to throw evolved from a non-throwing primate: an evolutionary dissociation between action and perception. *Biol Lett*, 3(4), 360-364.
- Xue, Q., & Masuda, K. (1997). A biomechanical study of fast throwing movements of the shoulder in baseball pitching. *Chin Med J (Engl)*, 110(3), 220-224.
- Yang, J. F., & Scholz, J. P. (2005). Learning a throwing task is associated with differential changes in the use of motor abundance. *Exp Brain Res*, 163(2), 137-158.
- Yates, G., Holt, L.E. (1983). *The develobment of multiple linear regression equations to predict accuracy in basketball jump shooting*. Paper presented at the 1st ISBS, San Diego, USA.



- Young, R. W. (2003). Evolution of the human hand: the role of throwing and clubbing. *J Anat*, 202(1), 165-174.
- Zachry, T., Wulf, G., Mercer, J., & Bezodis, N. (2005). Increased movement accuracy and reduced EMG activity as the result of adopting an external focus of attention. *Brain Res Bull*, 67(4), 304-309.
- Zachry, T. L., Wulf, G., Mercer, J. A., & Bezodis, N. (2005). The effect of internal vs. external focus of attention on EMG activity during basketball free throws. *Journal of Sport & Exercise Psychology*, 27, S163-S163.
- Zatsiorsky, A. S. A. W. N. S. W. M. (1984). *Biomechanik des menschlichen Bewegungsapparates*. Berlin: Sportverl.

## 6. Anhang

### 6.1. Messprotokoll



Friedrich-Schiller-Universität Jena

#### PROBANDENPROTOKOLL

#### BASKETBALL WURF – VERSUCHE LUTHERHALLE

Probandencode	Messdatum

#### 1. PERSÖNLICHE DATEN

Name	<input type="text"/>	Geburtsdatum	<input type="text"/>
Vorname	<input type="text"/>	Geschlecht	<input type="text"/>

KONTAKT	
	Anschrift:
	Plz: Ort:
	Tel.:
	Email:

Bitte ordnen Sie sich in die folgenden Kategorien ein!

	aktiv	inaktiv
	Spielklasse	Ehemalige Spielklasse / Jahr
Basketball Vereinsspieler		
	Ballsportart / Spielklasse	
Sportstudent?		
Andere Ballsportart		
	Sportart	
Kein Ballsportler		

ProbandenID Code: 

Friedrich-Schiller-Universität Jena

**2. BODY-METRICS**

Körpergröße [cm]		
Gewicht [N]		(Platte 1: TEZ)
Gewicht [N]		(Platte 2: Spowi)
	<u>Linke Seite</u>	<u>Rechte Seite</u>
Segmentlänge Oberarm		
Segmentlänge Unterarm		
Handgelenk – Fingerspitze		
Kopfmarker:	Tiefe des Kopfes (Stirn-Hinterkopf):	Vertikaler Markerabstand vom Scheitel
Hals	Tiefe des Halses auf Markerhöhe	Vertikaler Markerabstand vom Scheitel
Ohren	Kopfbreite (Ohrenhöhe):	Vertikaler Markerabstand vom Scheitel
Schulter: (Arme leicht abgespreizt)	Linke Oberarmbreite von frontal	Rechte Oberarmbreite von frontal
Ellbogen	Linke Ellenbogenbreite	Rechte Ellenbogenbreite
Handgelenk	Linke Handgelenkbreite	Rechte Handgelenkbreite
Hüftgelenk: (Trochanter major)	Linke Oberschenkelbreite von frontal:	Rechte Oberschenkelbreite von frontal
Kniegelenk	Linke Kniegelenkbreite von frontal	Rechte Kniegelenkbreite von frontal
Knöchel	Linke Knöchelbreite von frontal	Rechte Knöchelbreite von frontal
Fuß	Fußdicke am Marker Links:	Fußdicke am Marker Rechts
Bauchmarker (spina iliaca anterior)	Markerabstand Bauchmitte von frontal Links	Markerabstand Bauchmitte von frontal Rechts
Rumpftiefe von sagital auf Markerhöhe	Links	Rechts
Markerabstand von der Körpermitte von sagital	Links	Rechts

<b>QUALISYS-SETUP</b>	DATEINAME
Statik Messung	






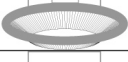
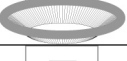

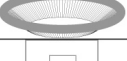
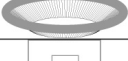
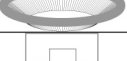
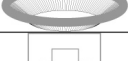


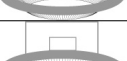
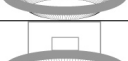












<b>KISTLER-SETUP</b>	NAME PLATTE
Platte linker Fuß	
Platte rechter Fuß	

ProbandenIDCode: 

Friedrich-Schiller-Universität Jena

**Wurfprotokoll**

<u>Wahlprotokoll</u>							
<u>Entfernung FW-2m: 1</u>		<u>Entfernung FW: 2</u>		<u>Entfernung 3P: 3</u>		<u>Entfernung 3P+2m: 4</u>	
<u>Entfernung</u>							
<u>Dateinamen</u>							
<u>Stand</u>				<u>Sprung</u>			
<u>Kistler</u>	<u>Qualisys</u>	<u>EMG</u>		<u>Kistler</u>	<u>Qualisys</u>	<u>EMG</u>	

Standwurf				Sprungwurf			
Nr.	Treffer	Kein Treffer	Treffer von Ring / Brett	Nr.	Treffer	Kein Treffer	Treffer von Ring / Brett
1				1			
2				2			
3				3			
4				4			
5				5			
6				6			
7				7			
8				8			
9				9			
10				10			
11				11			
12				12			
13				13			
14				14			

ProbandenIDCode: 

Friedrich-Schiller-Universität Jena

**3. EMG**

Muskel/Kanalbelegung	Lokalisation	Gain
[K0] Trigger		
[K1] Brachioradialis	Unterarm 90° Flexion, Hand Neutralstellung – Linie Daumen Fossa Cubit auf Muskelbauch	
[K2] Biceps brachii proximal	auf Linie: Acromion lat und fossa cubit 1/3 von der fossa cubit	
[K3] Biceps brachii distal	auf Linie: Acromion lat und fossa cubit 1/3 von der fossa cubit	
[K8] Triceps brachii caput longum	Auf Linie: 50 % posteriore crista acromion und Olecranon, zwei Finger <b>medial</b> der Linie	
[K9] Triceps brachii caput laterale	Auf Linie: 50 % posteriore crista acromion und Olecranon, zwei Finger <b>lateral</b> der Linie	
[K10] Flexor carpi radialis	Test: Bewegung des medialen Handrückens zur Unterlage (Muskelbuch!)	
[K11] Extensor carpi ulnaris		

**MVC**

Anweisung - Kommandos:

- 1) „Die Kraft so schnell wie möglich aufbauen“
- 2) „apruppt locker lassen“ (ohne Aktivierung des Antagonisten!!)

	Dateiname
Flexion/Extension im Ellenbogengelenk Brachioradialis	
Flexion Extension im Ellenbogengelenk Biceps	
Flexion / Extension Handgelenk	

	Dateiname
Ruhemessung (Stand hängender Arm)	

ProbandenIDCode:

Friedrich-Schiller-Universität Jena

### MEASUREMENT-SETTINGS

Für die Datenspeicherung ist ein Ordner anzulegen, der das aktuelle Datum beinhaltet (Form: *yyyy.mm.dd*)! Darunter folgen die Ordner der jeweiligen Probanden. Ordnername ist der ProbandenIDCode.

Die Datenfiles erhalten ebenfalls den ProbandenIDCode, dazu den Versuchscode, den Datentyp und eine fortlaufende Nr.; Form: *grst\_doup\_01.tsv*

Für die einzelnen Messplätze (Kraft, Kinematik, EMG) werden separate Protokolle geführt, welche meßsystem-spezifische Daten enthalten. Diese sind sorgfältigst zu bearbeiten!

#### Arbeitsblätter:

1. Kinematik – Qualisys
  - beachten des Namenscodes, Speicherorts, Kalibrierdatei sichern/ benennen/ notieren
  - Abgleich der Durchlaufnr. mit den anderen Messplätzen
  - Triggersignal aufzeichnen
2. Kraft – Kistler
  - beachten des Namenscodes, Speicherorts
  - Trigger setzen!!!
  - Notiz, welche Platte, welches Bein! Abgleich der Durchlaufnr. mit den anderen Messplätzen
  - Nach Ablauf eines Einzelversuches die bioware-Dateien abspeichern und sofort in ASCII umwandeln<sup>1</sup>
3. Muskelaktivität – EMG
  - Muskel finden, Anzeichnen der Klebestellen, Stelle vorbereiten (Rasur, Peeling, Reinigung)
  - Kabel fixieren, Zugentlastung, Notieren der Muskeln + Steckplätze: Achtung- Pro Körperseite nur ein EMG-Gerät nutzen. Nicht mischen!!!
  - Überprüfen der geklebten EMGs an Hand der Anzeige im Gerät
  - Namen überprüfen!
  - Trigger einrichten
  - In Messpause Files mit PC synchronisieren und Daten überprüfen, sichern, Löschen von Speicherkarte

---

<sup>1</sup> Framerate im ersten ASCII-File beobachten. Evtl. Anpassen! (Runde Zahl – 2000 Hz)

## 6.2. Einverständniserklärung



**Friedrich-Schiller-Universität Jena**

Friedrich-Schiller-Universität Jena · Postfach · D-07740 Jena

**Fakultät für Sozial und Verhaltenswissenschaften**

Name: .....

Institut  
für Sportwissenschaft

Seidelstraße 20  
D-07749 Jena

Vorname: .....

**Berno Pflanz**

Tel.: +49 (36 41) 94 57 04  
Fax: +49 (36 41) 94 57 02

Datum: .....

Berno.Pflanz@uni-jena.de

### Einverständniserklärung

Hiermit erkläre ich mich einverstanden als Proband an der Untersuchung

**„Biomechanische Koordinationsmuster für ausgewählte sportliche Bewegungen“**  
teilzunehmen.

Es ist mir bekannt, dass durch angebrachte Elektroden, Sensoren oder Marker Lösungsmittel und Klebstoffe mit meiner Haut in Berührung kommen, die eine Hautreizung oder allergische Reaktionen nach sich ziehen können.

Die gewonnenen Daten werden gesammelt und anonymisiert, d.h. mit einem Code versehen, der keinen Rückschluss auf die Person erlaubt. Nur der Leiter der Studie ist in der Lage, Ihre Person zu identifizieren. Im Falle einer Veröffentlichung der Studienergebnisse bleibt die Vertraulichkeit Ihrer persönlichen Daten unter Beachtung des Bundesdatenschutzgesetzes gewährleistet.

Mir ist bekannt, dass kein Versicherungsschutz während der Experimente besteht.

Da die Beteiligung an der Untersuchung auf freiwilliger Basis erfolgt, ist ein Rücktritt jederzeit möglich.

Die Experimente bestehen aus zwei unterschiedlichen Teilen:

- Stand- und Sprungwürfe auf einen Korb in 4 unterschiedlichen Entfernungen;
- Maximal willentliche Kontraktionen der Beuger- und Streckermuskulatur des Wurfarmes zur näherungsweisen Bestimmung der Hill'schen Muskelparameter.

**UNTERSCHRIFT:**

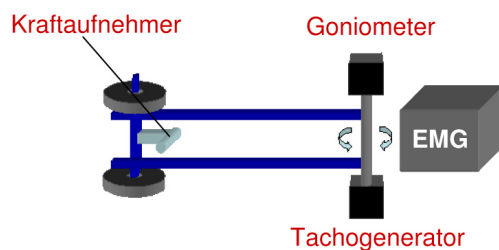
### Durchführung

#### Durchführung der Wurfmessungen:

Die Probanden werden gebeten, Stand- und Sprungwürfe aus eigenem Ermessen auf den Korb auszuführen. Es werden Versuche auf 4 unterschiedlichen Entfernungen zum Korb durchgeführt. Zeitgleich wird die Bewegung mit Hilfe von Hochgeschwindigkeitskameras, die Bodenreaktionskraft, sowie die Aktivität ausgewählter Muskeln des Wurfarms mit Oberflächenelektroden erfasst.

#### Durchführung Messung der Muskeleigenschaften des Wurfarms:

Ein an der Wand befestigter schwenkbarer Arm soll mit maximal willentlichen Beuge- und Streckbewegungen des Wurfarms bewegt werden. Dabei werden die Kräfte an der Hand so wie Winkel und Winkelgeschwindigkeit des schwenkbaren Arms gemessen. Zusätzlich wird über Oberflächen EMG die Aktivität der Beuger- und Streckermuskulatur des Wurfarms gemessen. Dem Experiment soll eine gründliche Aufwärmung der Arm- und Schultermuskulatur vorausgehen.





### 6.3. Ballmittelpunktsbestimmung mit Verwendung von 4 Markern

Mit 4 Punkten  $\mathbf{P}_1, \dots, \mathbf{P}_4$  auf der Oberfläche des Balles können drei Vektoren  $\mathbf{n}_1, \dots, \mathbf{n}_3$  durch

$$\mathbf{n}_1 = \mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1 \quad (59)$$

$$\mathbf{n}_2 = \mathbf{p}_3 - \mathbf{p}_1 \quad (60)$$

$$\mathbf{n}_3 = \mathbf{p}_4 - \mathbf{p}_1 \quad (61)$$

definiert werden.

Die drei Vektoren  $\mathbf{n}_1, \mathbf{n}_2, \mathbf{n}_3$  können als Normalenvektoren von drei Schnittebenen des Balles angesehen werden. Für die Erstellung der Gleichungen der Schnittebenen werden die Vektoren  $\mathbf{a}_1, \mathbf{a}_2, \mathbf{a}_3$  derart konstruiert, dass sie die Verbindungslinie zwischen den Punkten  $\mathbf{P}_1$  und  $\mathbf{P}_2$ ,  $\mathbf{P}_1$  und  $\mathbf{P}_3$  sowie  $\mathbf{P}_2$  und  $\mathbf{P}_4$  jeweils halbieren.

$$\mathbf{a}_1 = \mathbf{p}_1 + \frac{1}{2} \mathbf{n}_1 \quad (62)$$

$$\mathbf{a}_2 = \mathbf{p}_1 + \frac{1}{2} \mathbf{n}_2 \quad (63)$$

$$\mathbf{a}_3 = \mathbf{p}_2 + \frac{1}{2} \mathbf{n}_3 \quad (64)$$

Die Gleichungen der drei Ebenen ergeben sich so durch

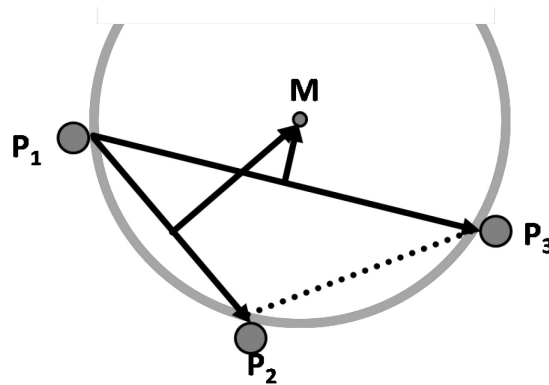
$$\mathbf{n}_i \cdot (\mathbf{x} - \mathbf{a}_i) = 0 \quad i = 1, 2, 3. \quad (65)$$

Durch diese Konstruktion gibt es jeweils eine Mittelsenkrechte zu den drei Strecken  $\overline{P_2 P_1}$ ,  $\overline{P_3 P_1}$  und  $\overline{P_4 P_2}$ , die komplanar zu den konstruierten Ebenen ist und durch den Mittelpunkt des Balles geht. Dadurch stimmen der gemeinsame Schnittpunkt der drei Ebenen und der Mittelpunkt des Balles überein. Die Koordinaten des Ballmittelpunktes  $\mathbf{x}$  ergeben sich als Lösung des linearen Gleichungssystems

$$\begin{cases} \mathbf{n}_1 \cdot \mathbf{x} - \langle \mathbf{n}_1 | \mathbf{a}_1 \rangle = 0 \\ \mathbf{n}_2 \cdot \mathbf{x} - \langle \mathbf{n}_2 | \mathbf{a}_2 \rangle = 0 \\ \mathbf{n}_3 \cdot \mathbf{x} - \langle \mathbf{n}_3 | \mathbf{a}_3 \rangle = 0 \end{cases} \quad (66)$$

#### 6.4. Berechnung des Korbmittelpunktes

Die folgenden Betrachtungen beziehen sich auf die zweidimensionale Ebene des Korbringes. Die drei, am Ring des Korbes befestigten, Marker definierten drei Punkte  $P_1$ ,  $P_2$  und  $P_3$ , die in der Draufsicht ein Dreieck definieren (Abbildung 59). Der Korbring wurde als Umkreis dieses Dreiecks angenommen. Der Mittelpunkt des Umkreises stimmt mit dem Mittelpunkt des Korbes überein.



**Abbildung 59: Mittelpunktberechnung des Basketballkorbes**

Skizzierte Draufsicht auf den Korbring mit befestigten Markern. Der Umkreis des aus den Markern  $P_1$ ,  $P_2$  und  $P_3$  gebildeten Dreiecks hat als Mittelpunkt den Mittelpunkt des Korbes.

Die Punkte  $P_1$ ,  $P_2$  und  $P_3$  definieren die Vektoren:

$$\mathbf{a} = \mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1 \quad (67)$$

$$\mathbf{b} = \mathbf{p}_3 - \mathbf{p}_1 \quad (68)$$

Durch Lösung des Gleichungssystems

$$\delta \cdot ((\mathbf{a} \times \mathbf{b}) \times \mathbf{a}) - \varepsilon \cdot (\mathbf{b} \times (\mathbf{a} \times \mathbf{b})) = \frac{\mathbf{b} - \mathbf{a}}{2} \quad (69)$$

für die Parameter  $\delta$  und  $\varepsilon$  kann der Ortsvektor  $\mathbf{M}$  zum Mittelpunkt des Korbes durch

$$\mathbf{M} = \mathbf{p}_1 + \frac{1}{2} \mathbf{a} + \delta((\mathbf{a} \times \mathbf{b}) \times \mathbf{a}) \quad (70)$$

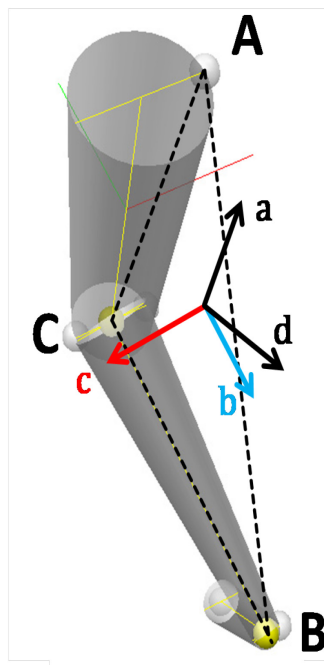
berechnet werden. Mit der Standardaufstellung der Kameras konnten die Marker des Korbes bei den Entfernungen  $D1$  und  $D2$  aufgenommen werden, was durch das begrenzte Aufnahmevolumen bei den Entfernungen  $D3$  und  $D4$  nicht mehr gelang. Die

in Tabelle 3 dargestellten Koordinaten des Korbmittelpunktes wurden durch eine separate Messung mit einer veränderten Kameraaufstellung ermittelt.

### 6.5. Konstruktion der Ausgabekoordinatensysteme der Inversen Dynamik von Ellbogen- und Kniegelenk

Für die Darstellung der Ergebnisvektoren der Inversen Dynamik von den Kniegelenken und dem Ellenbogengelenk des Wurfarmes wurden spezielle Koordinatensysteme konstruiert, die jeweils an der durch Ober- und Unterschenkel, bzw. Ober- und Unterarm gebildeten Ebene ausgerichtet wurden. Die Achse des Koordinatensystems, die senkrecht zu dieser Ebene ausgerichtet war, wurde als Drehachse des Gelenkes angenommen. Diese Komponente des Ergebnisvektors wurde als entsprechender resultierender Gelenkparameter angesehen.

Die Vorgehensweise bei der Konstruktion der Ergebniskoordinatensysteme soll hier am Beispiel des rechten Kniegelenkes dargestellt werden.



**Abbildung 60: Gelenkkoordinatensystem am Kniegelenk**

Konstruktion des Ausgabekoordinatensystems zur Darstellung der Ergebnisvektoren des Kniegelenkes der Inversen Dynamik. Der rote Pfeil gibt Richtung der konstruierten Gelenkachse an.

Punkt A – Hüftmarker (trochanter major); B – Mittelpunkt Sprunggelenk; C – Mittelpunkt Kniegelenk

Ausgangspunkt der Konstruktion sind die Punkte A, B und C, die durch den Hüftmarker, den Mittelpunkt des Sprunggelenkes und den Mittelpunkt des Kniegelenkes definiert werden. Mit diesen Punkten werden folgende Vektoren definiert:

$$\mathbf{a} := \mathbf{C} - \mathbf{A} \quad (71)$$

$$\mathbf{b} := \mathbf{C} - \mathbf{B} \quad (72)$$

$$\mathbf{c} := \frac{\mathbf{b} \times \mathbf{a}}{|\mathbf{b} \times \mathbf{a}|} \quad (73)$$

$$\mathbf{d} := \frac{\mathbf{a} \times \mathbf{c}}{|\mathbf{a} \times \mathbf{c}|} \quad (74)$$

Dabei gilt

$$\langle \mathbf{a} | \mathbf{d} \rangle = 0. \quad (75)$$

Die Vektoren  $\mathbf{d}$ ,  $\mathbf{a}$  und  $\mathbf{c}$  bilden ein Rechtssystem und eine Orthonormalbasis eines kartesischen Koordinatensystems. Der Vektor  $\mathbf{c}$  ist dabei in Richtung der Drehachse des Gelenkes orientiert. Die Komponente des Ergebnisvektors entlang dieser Achse entspricht dem zu bestimmenden Gelenkparameter, wie z.B. Gelenkmoment oder Gelenkwinkelgeschwindigkeit.

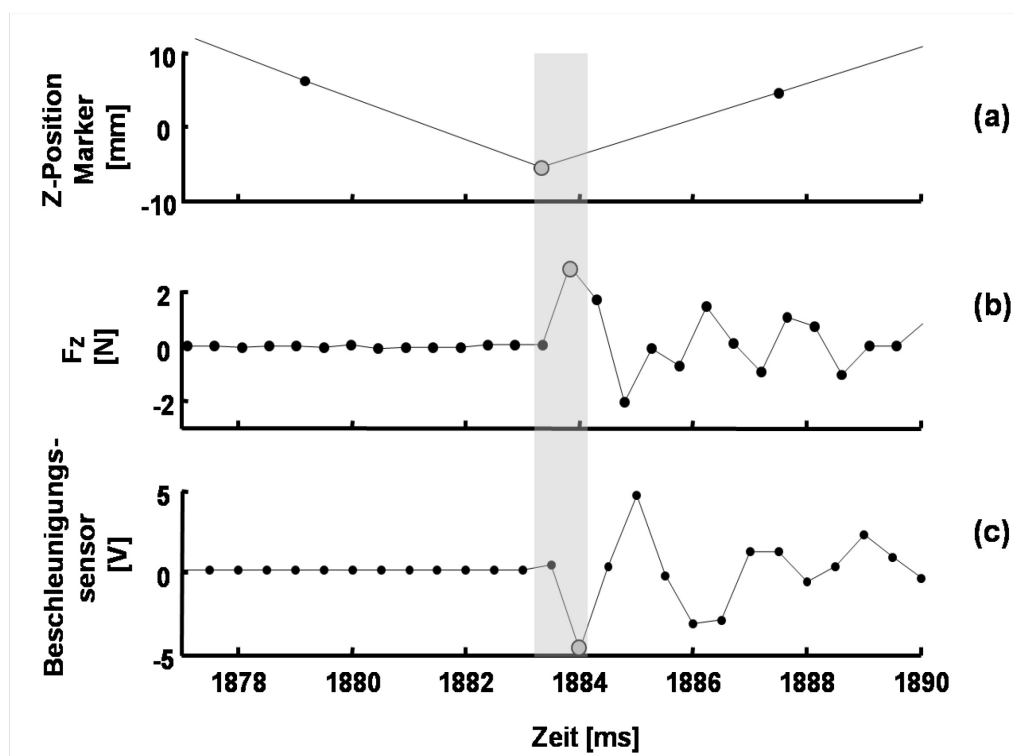
Die Konstruktion des Ausgabekoordinatensystems für das Ellbogengelenk des Wurfarmes wurde mit dem Schultermarker, dem Mittelpunkt des Ellbogengelenkes und dem Mittelpunkt des Handgelenkes analog zu diesen Rechnungen durchgeführt.

## 6.6. Zeitliche Synchronisation der Messsysteme

Bei den Messungen wurden die 3 verwendeten Messsysteme über ein 5V Rechtecksignal synchronisiert gestartet. Das Rechtecksignal wurde vom Kraftmesssystem bei dessen Start ausgesendet und startete die Aufnahme des Kamerasystems. Das EMG System wurde vor dem Beginn jeder einzelnen Wurfserie manuell gestartet und zeichnete alle Versuche dieser Serie ohne Unterbrechung auf. Das Rechtecksignal des Kraftmesssystems wurde über eine Funkverbindung (Funktrigger

der Firma Biovision) auf das EMG System gesendet und auf einem separaten Kanal aufgezeichnet, so dass die einzelnen Würfe identifiziert werden konnten.

Die zeitliche Synchronisation der drei Messsysteme wurde in einer eigenen Messung unter Laborbedingungen getestet. Ein Marker des Kamerasystems wurde aus einer Höhe von ca. 50cm auf eine, sich lose auf der KMP befindlichen Plastikkarte (7cm x 4cm), fallen gelassen. Auf der Plastikkarte war ein Beschleunigungssensor angebracht, dessen Signale mit dem EMG-System aufgezeichnet wurden.



**Abbildung 61: Ergebnis einer Synchronisationsmessung**

Dargestellt sind gemessene vertikale Position des Markers (a), die vertikale Komponente der Bodenreaktionskraft (b) und das Signal des Beschleunigungssensors (c) einer Versuchsdurchführung. Die einzelnen Messwerte sind durch Marker hervorgehoben. Der Kontakt des Markers mit der KMP fand in dem grau unterlegten Bereich statt. Die Messwerte, die den Zeitpunkt des Auftreffens des Markers definieren, sind als grau gefüllter Kreis gekennzeichnet.

Es wurden insgesamt 30 einzelne Messungen durchgeführt. Der Zeitpunkt des niedrigsten Wertes der vertikalen Z-Koordinate des Markers wurde als Kontaktzeitpunkt zwischen Marker und KMP definiert. Bei dem Beschleunigungssignal und der vertikalen Bodenreaktionskraft wurde der Zeitpunkt der ersten Auslenkung vom Ruhesignal als Kontaktzeitpunkt definiert (Abbildung 61).

Von allen Versuchen wurden Mittelwert und Standardabweichung der zeitlichen Differenzen zwischen den einzelnen Messsystemen bestimmt.

In A-Tabelle 1 sind die Ergebnisse der ermittelten Zeitdifferenzen zwischen den 3 verwendeten Messsystemen dargestellt.

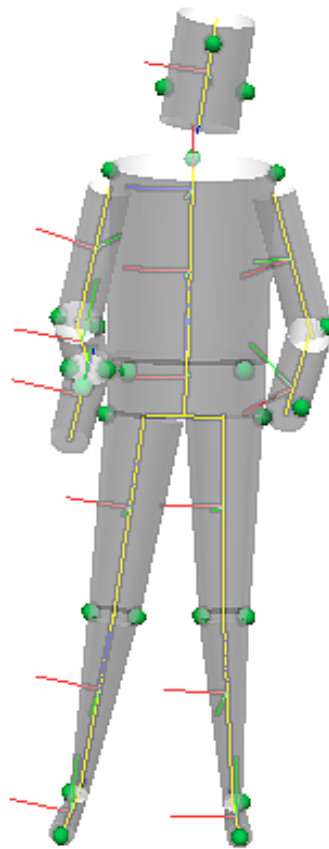
**A-Tabelle 1: Ergebnisse Synchronisationsmessung**

Auflistung von Mittelwert (MW) und Standardabweichung (STABW) der zeitlichen Differenzen des ermittelten Auftreffzeitpunktes zwischen dem EMG-, dem Kraft- und dem Kinematikmesssystem.

	$ EMG - Kraft $	$ EMG - Kinematik $	$ Kraft - Kinematik $
Zeitdifferenz [ms] (MW $\pm$ STABW)	$0.043 \pm 0.3$	$0.173 \pm 1.3$	$0.217 \pm 1.2$

## 6.7. Menschmodell der Inversen Dynamik

Die Segmentunterteilung wurde maßgeblich von der verwendeten Software vorgegeben. Arme und Beine, sowie der Rumpf inklusive Kopf, können jeweils in 3 einzelne Segmente unterteilt werden. Das hier verwendete Menschmodell setzte sich aus insgesamt 14 Segmenten zusammen (Abbildung 62). (Segmentaufteilung – Wurfarm: Hand, Unterarm, Oberarm; Führungsarm: Oberarm, Unterarm; Beine: Fuß, Unterschenkel, Oberschenkel; Rumpf: Kopf, Brustkorb/Abdomen, Hüfte).

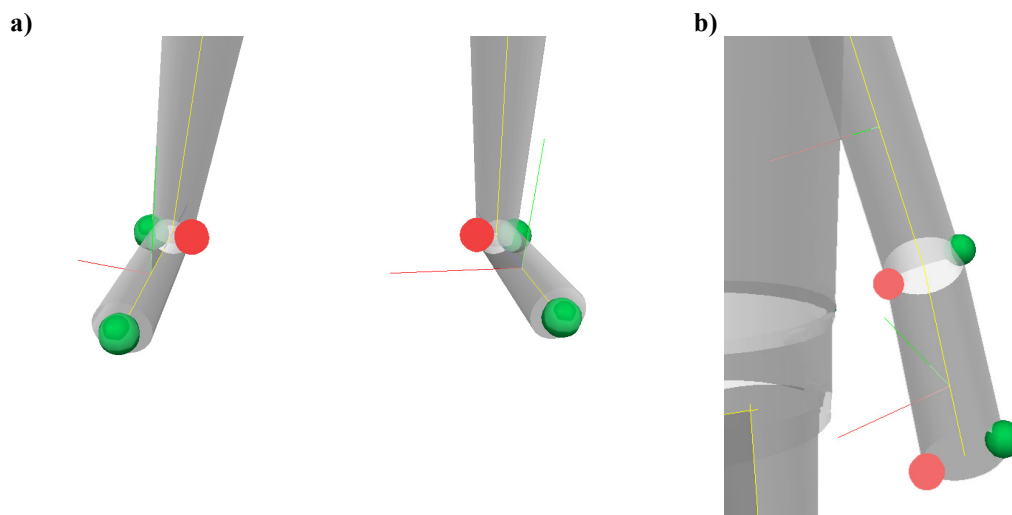
**Abbildung 62: Das Menschmodell der Inversen Dynamik**

Darstellung des verwendeten Menschmodells mit Kennzeichnung der einzelnen Segmente. Es sind weiterhin die Positionen der gemessenen Marker (grüne Kugeln) zur Definition der einzelnen Segmente zu sehen, sowie die einzelnen Achsen der Koordinatensysteme der Segmente.

Die Definition der einzelnen Segmente des Modells wurde mit einer Statikaufnahme des jeweiligen Probanden anhand der sichtbaren Marker durchgeführt. Hierbei wurden die einzelnen Segmentlängen des Modells automatisch von der Software bestimmt.

Die Software Visual3D bietet die Möglichkeit, in Abhängigkeit von gemessenen Markern, sogenannte virtuelle Marker zu erstellen, welche bei der Definition der beiden medialen Knöchelmarker der Fußsegmente genutzt wurde (Abbildung 63a). Von der Position der gemessenen, lateralen Knöchelmarker wurde senkrecht zu der durch Hüft-, lateralem Knie- und lateralem Knöchelmarker gebildeten Ebene die jeweils bei den Probanden gemessene Knöchelbreite abgetragen. Diese Vorgehensweise wurde ebenfalls bei der Definition der medialen Handgelenk- und Ellbogengelenkmarker des Führungsarms angewendet (Abbildung 63b). Hier wurden die virtuellen Marker an der durch Schulter-, lateralem Ellbogen- und Handgelenksmarker gebildeten Ebene

ausgerichtet. Als Abstand der Handgelenks- bzw. Ellenbogengelenksmarker des Führungsarms wurde der Abstand des entsprechenden Markerpärchens der Wurfarmseite übernommen.



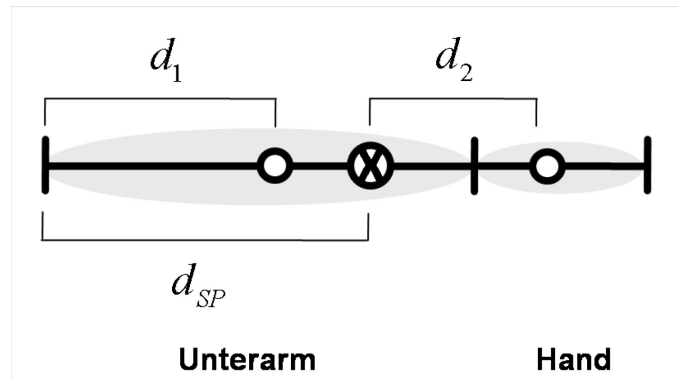
**Abbildung 63: Positionen der virtuellen Marker**

An den medialen Knöcheln (a) und den medialen Gelenkpunkten am Arm (b) sind die konstruierten virtuellen Marker in roter Farbe dargestellt. Marker, deren Position gemessen wurde, sind in grüner Farbe dargestellt.

Für die Definition der Oberarmsegmente wurden virtuelle Schultermarker benutzt, die durch Verschieben der gemessenen Schultermarker um 5cm in Z-Richtung nach unten konstruiert wurden. Beim erwachsenen Mann erhält man so bei aufrechter Körperhaltung näherungsweise die Position des Oberarmkopfes.

Die Segmentmassen, die Lage der Segmentschwerpunkte sowie die Trägheitscharakteristika der einzelnen Segmente wurden in Abhängigkeit der Körpergröße und des Körpergewichtes der Probanden nach Zatsiorsky (1984) bestimmt. Die Hand des Führungsarms konnte nicht als eigenständiges Segment modelliert werden und wurde dem Unterarmsegment hinzugefügt (Abbildung 64).





**Abbildung 64: Modellierung von Unterarm und Hand des Führungsarms**

Hand und Unterarm bilden ein Segment und werden starr miteinander verbunden. Die Schwerpunkte der einzelnen Segmente sind als Kreise gekennzeichnet, der resultierende Schwerpunkt des kombinierten Segmentes ist durch den gekreuzten Kreis dargestellt.

$d_1$  – Abstand Ellbogengelenk zum Unterarmschwerpunkt

$d_2$  – Abstand Handschwerpunkt zum resultierenden Schwerpunkt

$d_{SP}$  – Abstand des resultierenden Schwerpunktes zum Ellenbogengelenk

Die Länge des Handsegmentes vom Handgelenk zur Spitze des Mittelfingers wurde am Probanden gemessen. Die Lage des Schwerpunktes und die Trägheitscharakteristika des Unterarms des Führungsarms wurden nach Zatsiorsky (1984) durch folgende Gleichungen bestimmt:

$$d_{sp} = \frac{m_{\text{Unterarm}}}{m_{\text{Unterarm}} + m_{\text{Hand}}} \cdot 0.4274 \cdot L_{\text{Unterarm}} + \frac{m_{\text{Hand}}}{m_{\text{Unterarm}} + m_{\text{Hand}}} \cdot (L_{\text{Unterarm}} + 0.3691 \cdot L_{\text{Hand}}) \quad (76)$$

$$d_1 = d_{SP} - 0.4274 \cdot L_{\text{Unterarm}} \quad (77)$$

$$d_2 = L_{\text{Unterarm}} + 0.3691 \cdot L_{\text{Hand}} - d_{SP} \quad (78)$$

Trägheitsmoment Segmentlängsachse:

$$J_{\text{Unterarm} + \text{Hand}} = J_{\text{Unterarm}} + J_{\text{Hand}} \quad (79)$$

Trägheitsmoment übrige Segmentachsen:

$$J_{\text{Unterarm} + \text{Hand}} = J_{\text{Unterarm}} + m_{\text{Unterarm}} \cdot d_1^2 + J_{\text{Hand}} + m_{\text{Hand}} \cdot d_2^2 \quad (80)$$

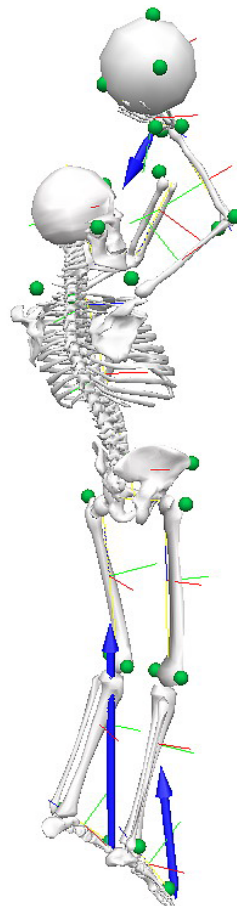
$m$  – jeweilige Segmentmasse;  $L$  – jeweilig Segmentlänge;  $J$  – jeweiliges Trägheitsmoment des Segmentes

Der Ball wurde als Hohlkugel als eigenständiges Segment modelliert. Mit den Gleichungen ( 81 ) und ( 82 ) wurden die Vektoren der auf den Ball wirkenden Kräfte und Drehmomente berechnet. Nach einem Vorzeichenwechsel wurden diese Kräfte und Drehmomente als äußere Kraft bzw. äußeres Drehmoment auf die Wurfhand des Modells eingeleitet (Abbildung 65). Als weitere äußere Kräfte wirkten die Bodenreaktionskräfte vom jeweils gemessenen Kraftangriffspunkt aus auf die Fußsegmente des Modells.

$$\mathbf{F}_{Ball} = -m_{Ball} \cdot (\mathbf{a}_{Ball} + \mathbf{g}) \quad (81)$$

$$\mathbf{M}_{Ball} = -\frac{2}{5} \cdot m_{Ball} \cdot r_{Ball}^2 \cdot \alpha_{Ball} \quad (82)$$

$m$  – Masse;  $\mathbf{a}$  - Beschleunigungsvektor;  $r$  - Ballradius;  $\alpha$  – Winkelbeschleunigung;  $\mathbf{g}$  - Gravitation;



**Abbildung 65: Modellierung äußerer Kräfte**

Abbildung des Menschmodells und des Ballmodells während einer Wurfbewegung. Die eingeleiteten, äußeren Kräfte sind durch Pfeile gekennzeichnet. Gemessene Marker sind als grüne Kugeln dargestellt. Die Achsen der lokalen Segmentkoordinatensysteme sind an den Schwerpunkten der einzelnen Segmente dargestellt.

Die Filterung der Rohdaten wurde mit einem Moving-Average-Filter mit einer Fensterbreite von 37.5ms durchgeführt.

## 6.8. Mathematische Beschreibung des Wurfmodells

In A-Tabelle 2 ist eine Übersicht der für die mathematische Beschreibung des Modells verwendeten Parameter gegeben.

**A-Tabelle 2: Parameter des Basketballwurfmodells**

Parameter	Bedeutung
K	Federkonstante der Armfeder
K	Federkonstante der Beinfeder
U	momentane Armfederlänge
Y	momentane Beinfederlänge
M	Masse des Ballsegmentes
M	Masse des Körpersegmentes
L	Ruhelänge der Armfeder
L	Ruhelänge der Beinfeder
B	Neigungswinkel der Armfeder zur Horizontalen
G	Gravitationskonstante

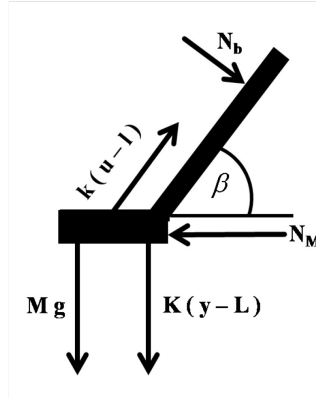
Der Ursprung des verwendeten Koordinatensystems liegt am Verbindungspunkt der Beinfeder zum Boden (Abbildung 9). In diesem Koordinatensystem bestimmt sich die Position der Masse M durch

$$\mathbf{r}_M = y \cdot \mathbf{e}_X \quad (83)$$

und die des Balles, bzw. der Masse m durch

$$\mathbf{r}_m = u \cos(\beta) \mathbf{e}_X + (y + u \sin(\beta)) \mathbf{e}_Y, \quad (84)$$

wobei  $\mathbf{e}_x$  und  $\mathbf{e}_y$  die Einheitsvektoren in Richtung der Koordinatenachsen sind. Die Bewegungsgleichungen der Massen  $M$  und  $m$  wurden über einen Newtonschen Ansatz aufgestellt. Auf die Masse  $M$  wirken die folgenden Kräfte (Abbildung 66):



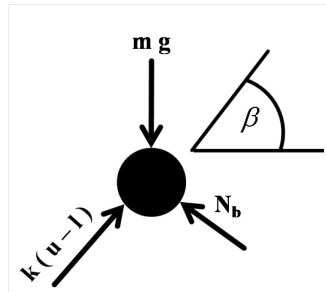
$$(x) \quad N_m \sin(\beta) + k(u-l) \cos(\beta) - N_M = 0 \quad (85)$$

$$(y) \quad N_m \cos(\beta) + k(u-l) \sin(\beta) - M g - K(y-L) = M \ddot{y} \quad (86)$$

$N_m$  - Normalkraftkomponente des Balls;  $N_M$  - horizontale Zwangsbedingung

**Abbildung 66: Free-Body-Diagramm der Masse M des Wurfmodells**

Analog ergibt sich für die auf den Ball wirkenden Kräfte:



$$(x) \quad -k(u-l) \cos(\beta) - N_m \sin(\beta) = m \ddot{u} \cos(\beta) \quad (87)$$

$$(y) \quad -k(u-l) \sin(\beta) - m g + N_m \cos(\beta) = m(\ddot{y} + \ddot{u} \sin(\beta)) \quad (88)$$

**Abbildung 67: Free-Body-Diagramm der Masse m des Wurfmodells**

Die in Bewegungsrichtung der Masse  $M$  wirkende resultierende Kraft ergibt sich durch Bildung der Summe der Gleichungen ( 86 ) und ( 88 ). Die auf die Masse  $m$  wirkende resultierende Kraft ergibt sich mit den Gleichungen ( 87 ) und ( 88 ) aus dem Ausdruck

$$( 87 ) \cdot \cos(\beta) + ( 88 ) \cdot \sin(\beta).$$

So erhält man das folgende, die Bewegung des Modells beschreibende Differentialgleichungssystem:

$$(M + m)\ddot{y} + m\ddot{u} \sin(\beta) + K(y - L) + (M + m)g = 0 \quad (89)$$

$$m\ddot{u} + m\ddot{y} \sin(\beta) + k(u - l) + m g \sin(\beta) = 0 \quad (90)$$

Das Differentialgleichungssystem ( 89 ), ( 90 ) wurde mit einem ODE113 Integrator mit einer festen Simulationszeitschrittweite von  $t_i = 0.1ms$  mit den Anfangsbedingungen

$$u_0 = y_0 = \dot{u}_0 = \dot{y}_0 = 0 \quad (91)$$

numerisch gelöst.

Die Simulationen des Wurfmodells umfassten das zeitliche Intervall vom Beginn der Körperbewegung des Werfers bis zum Abwurf des Balles.

## 6.9. Tabellen

### 6.9.1. Annäherung der GEM in synchronisierten Schnitten

**A-Tabelle 3: Trajektorienabstände / Abstand von der GEM**

Prozentuale Anteile des Beschleunigungsweges des Balles, bei dem die Grenzen der Sensitivitätsanalyse (vgl. 3.1.2) unterschritten wurden. Aufgelistet werden der Median (M) über 23 Probanden und das obere (OQ) und untere (UQ) Quartil.

Parameter					
		D1	D2	D3	D4
$\Delta x$	OQ	86.0	71.0	62.2	60.5
	M	98.2	86.1	75.8	70.3
	UQ	100.0	100.0	85.2	79.8
$\Delta z$	OQ	77.7	58.4	56.6	56.7
	M	96.4	69.9	66.3	62.4
	UQ	100	78.6	73.0	70.7
$\Delta \alpha$	OQ	19.8	21.1	18.9	17.9
	M	24	24.5	22.9	20.0
	UQ	27.7	29.3	26.2	23.1
$\Delta v$	OQ	4.5	4.2	4.3	4.3
	M	6.5	4.5	4.4	4.5
	UQ	7.9	4.6	4.6	4.8
$\Delta y$	OQ	100.0	100.0	100.0	100.0
	M	100.0	100.0	100.0	100.0
	UQ	100.0	100.0	100.0	100.0
$\Delta v_y$	OQ	38.0	32.6	35.0	26.5
	M	58.4	36.2	43.6	40.8
	UQ	76.6	51.2	51.0	46.7

**A-Tabelle 4: Ergebnisse der ANOVA Trajektorienannäherung**

Modell - (2\*Wurferfahrung x 4\*Wurfentfernung), n=23

	Faktoren	
	Wurferfahrung	Wurfentfernung
$\Delta x$	n.s.	$F_{2,0,42.3} = 20.7 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.7$
$\Delta z$	n.s.	$F_{2,1,44.0} = 41.4 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.7$
$\Delta \alpha$	n.s.	n.s.
$\Delta v$	n.s.	$F_{2,0,42.66} = 14.6 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.7$
$\Delta y$	n.s.	n.s.
$\Delta v_y$	n.s.	$F_{2,2,46.5} = 15.1 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.7$

**A-Tabelle 5: Gewichtete Trajektorienabstände**

Prozentuale Anteile des Beschleunigungsweges des Balles, bei dem die Grenzen der Sensitivitätsanalyse (vgl. 3.1.2) unterschritten wurden. Für die einzelnen Wurfentfernungen wurden die Ergebnisse mit der auf die Entfernung D4 normierten Länge des Beschleunigungsweges des Balles gewichtet. Aufgelistet werden der Median (M), oberes (OQ) und unteres (UQ) Quartil der Mediane von 23 Probanden.

Parameter					
		D1	D2	D3	D4
$\Delta x$	OQ	62.8	58.4	59.1	60.5
	M	71.7	70.7	71.9	70.3
	UQ	73.1	82.2	80.9	79.8
$\Delta z$	OQ	56.8	50.0	53.7	56.7
	M	70.4	57.4	62.9	62.4
	UQ	73.1	64.6	69.2	70.3
$\Delta \alpha$	OQ	14.4	17.3	18.0	17.9
	M	17.5	20.1	21.7	20.0
	UQ	20.3	24.1	24.8	23.1
$\Delta v$	OQ	3.3	3.4	4.1	4.3
	M	4.7	3.7	4.2	4.5
	UQ	5.8	3.8	4.4	4.8
$\Delta y$	OQ	27.8	26.8	33.2	26.5
	M	42.7	29.8	41.4	40.8
	UQ	56.0	42.1	48.4	46.7
$\Delta v_y$	OQ	-	-	-	-
	M	73.1	82.2	94.9	100
	UQ	-	-	-	-

**A-Tabelle 6: Ergebnisse der ANOVA gewichtete Trajektorienabstände**

Gewichtete prozentuale Anteile des Beschleunigungsweges des Balles.

Modell - (2\*Wurferfahrung x 4\*Wurfentfernung), n=23

	Faktoren	
	Wurferfahrung	Wurfentfernung
$\Delta x$	n.s.	n.s.
$\Delta z$	n.s.	$F_{2,1,44.1} = 3.5 ; p < 0.05 ; \epsilon = 0.7$
$\Delta \alpha$	n.s.	n.s.
$\Delta v$	n.s.	$F_{2,3,48.1} = 406 ; p < 0.05 ; \epsilon = 0.8$
$\Delta y$	n.s.	n.s.
$\Delta v_y$	n.s.	$F_{2,4,50.6} = 4.3 ; p < 0.05 ; \epsilon = 0.8$

### 6.9.2. Länge Beschleunigungsweg

**A-Tabelle 7: Länge des Beschleunigungsweges des Balles**

Gemessene Länge des Beschleunigungsweges des Balles (vgl. 3.1.3). Die Werte wurden auf die Entfernung D4 normiert. Dargestellt sind Median (M) und oberes (OQ) und unteres (UQ) Quartil über n=23 Probanden.

		D1	D2	D3	D4
Länge Beschleunigungsweg normiert	OQ	0.81	0.87	0.97	1
	M	0.73	0.82	0.95	
	UQ	0.67	0.78	0.90	

**A-Tabelle 8: Ergebnisse ANOVA Länge Beschleunigungsweg**

Modell – (2\*Wurferfahrung x 4\*Wurfentfernung), n=23

	Faktoren	
	Wurferfahrung	Wurfentfernung
Länge Beschleunigungsweg normiert	n.s.	$F_{1,9,41.7} = 95.6 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.6$

### 6.9.3. Eintrittszeitpunkt in die GEM

**A-Tabelle 9: Eintrittszeitpunkt in die GEM**

Median, oberes und unteres Quartil über 23 Probanden der Zeitpunkte des Eintritts der Balltrajektorie in die GEM vor dem Abwurf.

		D1	D2	D3	D4
Eintrittszeitpunkt GEM [ms]	OQ	-20.8	-19.8	-16.7	-16.7
	M	-20.8	-16.7	-16.7	-12.5
	UQ	-16.7	-12.5	-12.5	-8.3

**A-Tabelle 10: Ergebnisse ANOVA Eintrittszeitpunkt GEM**

Modell – (4\*Wurfentfernung), n=23

	Faktoren
	Wurfentfernung
Eintrittszeitpunkt GEM	$F = 2182.7 ; p < 0.001$



### 6.9.4. Spin des Balles

**A-Tabelle 11: Spin des Balles – Korrelationskoeffizienten**

Mediane und oberes und unteres Quartil der Mediane der Variationskoeffizienten aller 23 Probanden der Verläufe von resultierender Beschleunigung und Winkelgeschwindigkeit des Balles.

		D1	D2	D3	D4
Variationskoeffizient	OQ	-0.99	-0.98	-0.99	-0.98
	M	-0.98	-0.97	-0.97	-0.96
	UQ	-0.96	-0.96	-0.75	-0.83

### 6.9.5. Variationskoeffizienten der Segmentgeschwindigkeiten

**A-Tabelle 12: Variationskoeffizienten Segmentgeschwindigkeiten**

Auflistung von Median und Quartilen der Mediane der Variationskoeffizienten der Segmentgeschwindigkeiten des Wurfarmes über alle 23 Probanden. Die Tabelle stellt die detaillierten Werte zu Abbildung 25 in 3.1.8.2 dar.

		Variationskoeffizienten							
		D1		D2		D3		D4	
		S1	S2	S1	S2	S1	S2	S1	S2
Ba	OQ	0.05	0.028	0.042	0.019	0.033	0.018	0.05	0.028
	M	0.039	0.021	0.031	0.016	0.027	0.014	0.031	0.015
	UQ	0.03	0.02	0.024	0.013	0.022	0.012	0.026	0.011
Ha	OQ	0.045	0.138	0.074	0.136	0.082	0.161	0.096	0.154
	M	0.038	0.11	0.044	0.109	0.054	0.123	0.08	0.133
	UQ	0.031	0.074	0.027	0.075	0.034	0.093	0.057	0.099
Ua	OQ	0.059	0.091	0.09	0.1	0.133	0.141	0.173	0.168
	M	0.049	0.074	0.045	0.066	0.081	0.107	0.117	0.128
	UQ	0.037	0.057	0.029	0.053	0.035	0.05	0.059	0.051
Oa	OQ	0.083	0.094	0.093	0.108	0.149	0.162	0.178	0.167
	M	0.072	0.071	0.059	0.066	0.103	0.104	0.132	0.127
	UQ	0.05	0.054	0.043	0.054	0.039	0.05	0.055	0.051

**A-Tabelle 13: Ergebnisse der ANOVA Variationskoeffizienten**

Modell - (2\*Zeitpunkte x 4\*Segmente x 4\*Wurfentfernung), n=23

	Faktoren		
	Zeitpunkt	Segment	Wurfentfernung
	$F_{1,0,20,0} = 45.8$ $p < 0.001$ $\epsilon = 1.0$	$F_{1,8,36,9} = 46.9$ $p < 0.001$ $\epsilon = 0.6$	$F_{1,9,39,6} = 6.5$ $p < 0.01$ $\epsilon = 0.6$

### 6.9.6. Mittlere Abwurfparameter

**A-Tabelle 14: Abwurfparameter**

Mittelwert (MW) und Standardabweichung (STD) der mittleren Abwurfgeschwindigkeiten und des mittleren Abwurfwinkels sowie der Standardabweichungen der Abwurfgeschwindigkeit und des Abwurfwinkels aller 23 Probanden geordnet nach der Expertise (Anf – unerfahrener Werfer; Fort – erfahrener Werfer).

	D1		D2		D3		D4	
	Anf	Fort	Anf	Fort	Anf	Fort	Anf	Fort
$v$ [m/s] MW $\pm$ STD	5.5 $\pm 0.12$	5.42 $\pm 0.17$	7.05 $\pm 0.08$	6.87 $\pm 0.09$	8.32 $\pm 0.24$	8.21 $\pm 0.14$	9.02 $\pm 0.23$	8.82 $\pm 0.17$
$\alpha$ [°] MW $\pm$ STD	57.29 $\pm 2.88$	58.38 $\pm 3.25$	52.29 $\pm 2.57$	52.11 $\pm 2.81$	49.45 $\pm 3.30$	50.22 $\pm 2.93$	50.44 $\pm 3.30$	50.75 $\pm 2.99$
Standardabweichung $v$ [m/s] MW $\pm$ STD	0.15 $\pm 0.04$	0.11 $\pm 0.021$	0.15 $\pm 0.06$	0.09 $\pm 0.02$	0.17 $\pm 0.03$	0.10 $\pm 0.02$	0.29 $\pm 0.1$	0.16 $\pm 0.11$
Standardabweichung $\alpha$ [°] MW $\pm$ STD	2.37 $\pm 0.96$	1.72 $\pm 0.56$	2.24 $\pm 0.76$	1.45 $\pm 0.44$	2.6 $\pm 0.78$	1.67 $\pm 0.52$	3.03 $\pm 1.02$	1.68 $\pm 0.69$

**A-Tabelle 15: Mittlere Abwurfparameter aller Probanden**

Mittelwert und Standardabweichung von Abwurfgeschwindigkeit, Abwurfwinkel und Abwurfhöhe über alle Probanden

Entfernung	Abwurfwinkel [°]	Abwurfgeschwindigkeit [m/s]	Abwurfhöhe [m]
D1	$57.90 \pm 3.6$	$5.44 \pm 0.19$	$2.37 \pm 0.11$
D2	$52.02 \pm 3.19$	$6.93 \pm 0.17$	$2.35 \pm 0.14$
D3	$49.83 \pm 3.63$	$8.24 \pm 0.22$	$2.35 \pm 0.16$
D4	$50.61 \pm 3.72$	$8.89 \pm 0.31$	$2.31 \pm 0.18$

### 6.9.7. Gelenkleistungsmaxima

**A-Tabelle 16: Maxima Gelenkleistungen**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane der Zeitpunkte der Maxima der Gelenkleistungen von Sprung-, Knie-, Ellbogen- und Handgelenk über alle 23 Probanden.

Parameter		Zeit [ms]			
		D1	D2	D3	D4
Sprunggelenk	OQ	-183	-138	-116	-100
	M	-131	-114	-91	-91
	UQ	-100	-83	-71	-79
Kniegelenk	OQ	-283	-196	-154	-154
	M	-214	-179	-144	-145
	UQ	-167	-141	-129	-133
Ellbogengelenk	OQ	-79	-63	-62	-58
	M	-64	-58	-50	-54
	UQ	-58	-50	-33	-38
Handgelenk	OQ	-54	-46	-46	-33
	M	-50	-23	-23	-25
	UQ	-29	-17	-13	-17

**A-Tabelle 17: Maximale Gelenkleistungen nach Expertise getrennt**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane der Zeitpunkte der Maxima der Gelenkleistungen von Sprung-, Knie-, Ellbogen- und Handgelenk über alle 23 Probanden aufgeschlüsselt nach der Expertise der Probanden (Anf – unerfahrener Werfer; Fort – erfahrener Werfer).

		Zeit [ms]							
		D1		D2		D3		D4	
		Anf	Fort	Anf	Fort	Anf	Fort	Anf	Fort
Knie- gelenk	OQ	-170	-321	-148	-229	-133	-167	-150	-163
	M	-160	-244	-129	-188	-127	-154	-135	-146
	UQ	-127	-216	-119	-175	-119	-142	-125	-133
Sprung- gelenk	OQ	-115	-213	-102	-150	-88	-121	-96	-104
	M	-94	-173	-79	-138	-75	-104	-92	-92
	UQ	-73	-138	-58	-112	-63	-83	-73	-79
Ellbogen- gelenk	OQ	-75	-79	-58	-71	-56	-63	-52	-66
	M	-63	-66	-56	-58	-38	-58	-44	-54
	UQ	-60	-58	-48	-54	-14	-42	-33	-50
Hand- gelenk	OQ	-65	-50	-52	-42	-46	-46	-42	-29
	M	-54	-48	-38	-21	-19	-25	-25	-25
	UQ	-42	-29	-19	-16	-13	-16	-16	-16

**A-Tabelle 18: Gruppenvergleiche Gelenkleistungsmaxima**

Ergebnisse der Gruppenvergleiche zwischen erfahrenen und unerfahrenen Werfern bezüglich der Zeitpunkte der Gelenkleistungsmaxima.

	D1	D2	D3	D4
Sprunggelenk	p<0.001	p<0.01	p<0.05	n.s.
Kniegelenk	p<0.001	p<0.001	p<0.01	n.s.
Ellbogengelenk	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.
Handgelenk	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

**A-Tabelle 19: Normierte Gelenkleistungen**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane der maximalen Gelenkleistungen über alle 23 Probanden. Die Werte wurden bezüglich der größten Wurfentfernung D4 normiert.

		D1	D2	D3	D4
Sprunggelenk	OQ	0.69	0.88	1.14	1
	M	0.56	0.82	0.9	1
	UQ	0.37	0.56	0.84	1
Kniegelenk	OQ	0.37	0.76	0.98	1
	M	0.14	0.48	0.89	1
	UQ	0.08	0.33	0.76	1
Ellbogengelenk	OQ	0.58	0.84	0.99	1
	M	0.49	0.71	0.92	1
	UQ	0.43	0.64	0.87	1
Handgelenk	OQ	0.68	0.92	0.98	1
	M	0.57	0.75	0.93	1
	UQ	0.46	0.58	0.8	1

**A-Tabelle 20: Ergebnisse der ANOVA – maximale Gelenkleistungen**

Modell - (2\*Wurferfahrung x 4\*Wurfentfernung), n=23

	Wurferfahrung	Wurfentfernung
Sprunggelenk	n.s.	$F_{1,57,31.5} = 20.1 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.5$
Kniegelenk	$F = 11.0 ; p < 0.01$	$F_{2,0,41.6} = 78.9 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.7$
Ellbogengelenk	$F = 7.5 ; p < 0.05$	$F_{1,4,28.6} = 63.8 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.5$
Handgelenk	n.s.	$F_{2,4,47.9} = 38.2 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.8$

**A-Tabelle 21: Gruppenvergleiche maximale Gelenkleistungen**

Ergebnisse der Gruppenvergleiche zwischen erfahrenen und unerfahrenen Werfern bezüglich der Maximalen Gelenkleistungen.

	D1	D2	D3	D4
Sprunggelenk	p<0.05	n.s.	n.s.	n.s.
Kniegelenk	p<0.001	p<0.001	n.s.	n.s.
Ellbogengelenk	p<0.05	p<0.01	p<0.05	p<0.05
Handgelenk	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

**A-Tabelle 22: Zeitpunkte maximale Summengenkleistungen**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane der Zeitpunkte der Maxima der Summengenkleistungen von Unterkörper und Oberkörper über alle 23 Probanden.

		Zeit vor Abwurf [m/s]			
		D1	D2	D3	D4
Unterkörper	OQ	-208	-171	-142	-142
	M	-171	-148	-129	-133
	UQ	-125	-121	-113	-116
Oberkörper	OQ	-67	-63	-54	-58
	M	-63	-58	-52	-54
	UQ	-54	-50	-46	-50

**A-Tabelle 23: Normierte Summengenkleistungen**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane der Maxima der Summengenkleistungen von Ober- und Unterkörper über alle 23 Probanden. Die Werte wurden bezüglich der größten Wurfentfernung D4 normiert.

		D1	D2	D3	D4
Unterkörper	OQ	0.48	0.66	0.92	1
	M	0.3	0.59	0.87	1
	UQ	0.21	0.43	0.8	1
Oberkörper	OQ	0.5	0.71	0.92	1
	M	0.43	0.62	0.87	1
	UQ	0.36	0.53	0.81	1

**A-Tabelle 24: Ergebnisse der ANOVA Summengenkleistung**

Untersuchung der maximalen Summengenkleistungen von Unterkörper und Oberkörper Modell - (4\*Wurfentfernung), n=23

	Wurfentfernung
Summengenkleistung Oberkörper, Unterkörper	$F_{1,9,41.8} = 244.4 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.6$

### 6.9.8. Gelenkmomentmaxima

**A-Tabelle 25: Maxima Gelenkmomente**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane der maximalen Gelenkmomente über alle 23 Probanden. Die Werte wurden für jedes Gelenk bezüglich der größten Wurfentfernung D4 normiert.

		D1	D2	D3	D4
Kniegelenk	OQ	0.67	0.85	1.05	1
	M	0.39	0.71	0.99	
	UQ	0.33	0.58	0.89	
Sprunggelenk	OQ	0.76	0.86	0.97	1
	M	0.69	0.81	0.94	
	UQ	0.64	0.72	0.86	
Ellbogengelenk	OQ	0.69	0.93	1.06	1
	M	0.62	0.85	0.95	
	UQ	0.52	0.67	0.91	
Handgelenk	OQ	0.68	0.86	1.01	1
	M	0.65	0.8	0.95	
	UQ	0.61	0.71	0.9	

**A-Tabelle 26: Ergebnisse der ANOVA – Maxima Gelenkmomente**

Untersuchung der maximalen Gelenkmomente der einzelnen Gelenke.

Modell - (2\*Wurferfahrung x 4\*Wurfentfernung), n=23

	Wurferfahrung	Wurfentfernung
Sprunggelenk	n.s.	$F_{1,9,38.7} = 48.8 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.6$
Kniegelenk	$F = 5.2 ; p < 0.05$	$F_{1,9,37.9} = 53.2 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.6$
Ellbogengelenk	n.s.	$F_{1,7,34.6} = 50.5 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.6$
Handgelenk	n.s.	$F_{2,1,43.2} = 79.2 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.7$

### 6.9.9. Maxima der Gelenkwinkelgeschwindigkeiten

**A-Tabelle 27: Maxima Gelenkwinkelgeschwindigkeiten**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten über alle 23 Probanden. Die Werte wurden für jedes Gelenk bezüglich der größten Wurfentfernung D4 normiert.

		Zeit vor Abwurf [m/s]			
		D1	D2	D3	D4
Kniegelenk	OQ	0.55	0.79	0.98	1
	M	0.41	0.64	0.87	
	UQ	0.23	0.54	0.84	
Sprunggelenk	OQ	0.69	0.84	1.02	1
	M	0.52	0.79	0.91	
	UQ	0.4	0.62	0.86	
Ellbogengelenk	OQ	0.61	0.77	0.95	1
	M	0.56	0.74	0.91	
	UQ	0.51	0.67	0.88	
Handgelenk	OQ	0.77	0.89	0.99	1
	M	0.67	0.82	0.94	
	UQ	0.59	0.72	0.87	

**A-Tabelle 28: Ergebnisse der ANOVA – Gelenkwinkelgeschwindigkeiten**

Untersuchung der maximalen Gelenkwinkelgeschwindigkeiten der einzelnen Gelenke.

Modell - (2\*Wurferfahrung x 4\*Wurfentfernung), n=23

	Wurferfahrung	Wurfentfernung
Sprunggelenk	$F = 6.8 ; p < 0.05$	$F_{1.84,36.8} = 48.4 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.6$
Kniegelenk	$F = 20.3 ; p < 0.001$	$F_{2.1,42.1} = 115.4 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.7$
Ellbogengelenk	n.s.	$F_{1.94,38.8} = 50.5 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.6$
Handgelenk	n.s.	$F_{1.56,31.3} = 53.0 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.5$

### 6.9.10. Bewegungsauftake

**A-Tabelle 29: Bewegungsauftake**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane der Zeitpunkte der Bewegungsauftake von Unterkörper und Oberkörper über alle 23 Probanden.

		Zeit vor Abwurf [m/s]			
		D1	D2	D3	D4
Unterkörper	OQ	-442	-350	-333	-333
	M	-356	-323	-277	-264
	UQ	-296	-275	-237	-242
Oberkörper	OQ	-237	-196	-175	-166
	M	-212	-181	-164	-150
	UQ	-200	-154	-150	-133

**A-Tabelle 30: Zeitliche Einordnung Bewegungsaufakte**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane über alle 23 Probanden der Zeitdifferenz des Bewegungsaufaktes des Wurfarms zur maximalen vertikalen Hüftgeschwindigkeit und der Zeitdifferenz des Bewegungsaufaktes des Wurfarms zum Beginn der Hüftbewegung.

		Zeitdifferenz [m/s]			
		D1	D2	D3	D4
Beginn Hüfte – Beginn Arm	OQ	227	179	162	177
	M	127	142	125	122
	UQ	96	92	89	91
Beginn Arm - max. Hüfte	OQ	100	83	77	75
	M	83	66	62	61
	UQ	54	58	54	25

### 6.9.11. Federeigenschaften des Wurfmodells

**A-Tabelle 31: Federeigenschaften Wurfmodell**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil der Mediane der Federeigenschaften der Wurfserien von allen 23 Probanden. Die verwendeten Bezeichnungen beziehen sich auf A-Tabelle 2.

		D1	D2	D3	D4
K [N/m]	OQ	4749	5868	7397	7825
	M	5991	7308	9316	9577
	UQ	8236	9005	10353	10266
k [N/m]	OQ	129	166	199	216
	M				
	UQ				
L [m]	OQ	0.109	0.173	0.22	0.247
	M	0.146	0.207	0.252	0.263
	UQ	0.161	0.233	0.301	0.325
l [m]	OQ	0.340	0.361	0.392	0.411
	M	0.367	0.39	0.405	0.421
	UQ	0.409	0.424	0.428	0.446



## 6.9.12. EMG

**A-Tabelle 32: EMG MVC normiert**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil über alle 23 Probanden der Mediane über die Wurfserien der MVC normalisierten maximalen EMG-Werte.

		EMG MVC normiert			
		D1	D2	D3	D4
Ellbogenstrecker	OQ	0.66	0.69	0.74	0.75
	M	0.59	0.63	0.67	0.67
	UQ	0.44	0.52	0.52	0.53
Handgelenkbeuger	OQ	1.12	1.12	1.22	0.99
	M	0.62	0.65	0.69	0.73
	UQ	0.44	0.48	0.5	0.53
Ellbogenbeuger	OQ	0.1	0.11	0.17	0.19
	M	0.06	0.08	0.11	0.14
	UQ	0.04	0.06	0.08	0.11
Handgelenkstrecker	OQ	0.49	0.49	0.49	0.49
	M	0.29	0.28	0.42	0.41
	UQ	0.16	0.21	0.23	0.27

**A-Tabelle 33: Maximale EMG Amplituden**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil über alle 23 Probanden der Mediane der maximalen EMG-Werte. Die Daten wurden auf die Werte der größten Entfernung D4 normiert.

		max. EMG normiert auf D4			
		D1	D2	D3	D4
Ellbogenstrecker	OQ	1.01	1.01	1.04	1
	M	0.86	0.94	0.98	
	UQ	0.76	0.87	0.95	
Handgelenkbeuger	OQ	1.08	1.05	1.11	1
	M	0.92	0.97	1.04	
	UQ	0.82	0.86	0.9	
Ellbogenbeuger	OQ	0.63	0.74	0.97	1
	M	0.43	0.6	0.79	
	UQ	0.34	0.47	0.7	
Handgelenkstrecker	OQ	1.02	1.09	1.04	1
	M	0.8	0.76	0.98	
	UQ	0.6	0.59	0.87	

**A-Tabelle 34: Integriertes EMG**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil über alle 23 Probanden der Mediane des Integrierten EMGs. Die Daten wurden auf die Werte der größten Entfernung D4 normiert.

		max. Integriertes EMG normiert auf D4			
		D1	D2	D3	D4
Ellbogenstrecker	OQ	0.85	0.95	1.06	1
	M	0.72	0.86	0.98	
	UQ	0.66	0.77	0.92	
Handgelenkbeuger	OQ	1.06	1.06	1.06	1
	M	0.89	0.97	1.01	
	UQ	0.78	0.84	0.94	
Ellbogenbeuger	OQ	0.75	0.83	0.93	1
	M	0.69	0.73	0.85	
	UQ	0.56	0.63	0.78	
Handgelenkstrecker	OQ	1.2	1.08	1.03	1
	M	0.84	0.88	0.92	
	UQ	0.76	0.75	0.85	

**A-Tabelle 35: Bestimmtheitsmaße EMG-Verläufe**

Median (M) und unteres (UQ) und oberes (OQ) Quartil über alle 23 Probanden der Bestimmtheitsmaße der EMG-Verläufe bezüglich der angegebenen Entfernungsstufen.

		Bestimmtheitsmaß					
		D1-D2	D2-D3	D3-D4	D2-D4	D1-D3	D1-D4
Ellbogenstrecker	OQ	0.97	0.97	0.96	0.93	0.91	0.89
	M	0.89	0.94	0.95	0.87	0.83	0.83
	UQ	0.83	0.89	0.83	0.82	0.64	0.7
Handgelenkbeuger	OQ	0.94	0.96	0.97	0.95	0.89	0.91
	M	0.89	0.94	0.96	0.91	0.85	0.86
	UQ	0.84	0.91	0.93	0.87	0.74	0.75
Ellbogenbeuger	OQ	0.92	0.9	0.94	0.81	0.78	0.77
	M	0.78	0.86	0.86	0.76	0.74	0.6
	UQ	0.39	0.72	0.71	0.52	0.31	0.23
Handgelenkstrecker	OQ	0.81	0.88	0.92	0.77	0.71	0.63
	M	0.74	0.8	0.83	0.73	0.53	0.54
	UQ	0.6	0.64	0.69	0.61	0.41	0.29

**A-Tabelle 36: Ergebnisse der ANOVA – maximales EMG**

Untersuchung der maximalen EMG Amplituden; Modell - (4\*Wurfentfernung), n=23

	Faktoren
	Wurfentfernung
Ellbogenstrecker	$F_{1,82,36.4} = 368 ; p < 0.05 ; \epsilon = 0.6$
Handgelenkbeuger	n.s.
Ellbogenbeuger	$F_{1,55,31.2} = 12.1 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.5$
Handgelenkstrecker	$F_{1,86,37.2} = 5.6 ; p < 0.01 ; \epsilon = 0.6$

**A-Tabelle 37: Ergebnisse der ANOVA – Integriertes EMG**

Untersuchung des Integrierten EMG; Modell - (4\*Wurfentfernung), n=23

	Faktoren
	Wurfentfernung
Ellbogenstrecker	$F_{1,77,35.5} = 14.8 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.6$
Handgelenkbeuger	n.s.
Ellbogenbeuger	$F_{1,92,38.5} = 32.4 ; p < 0.001 ; \epsilon = 0.6$
Handgelenkstrecker	n.s.

**A-Tabelle 38: Ergebnisse der ANOVA – Korrelation EMG-Verläufe**

Untersuchung der Korrelation der EMG-Verläufe;

Modell - (2\*Wurferfahrung x 4\*Wurfentfernung), n=23

Bestimmtheitsmaß EMG	Faktoren	
	Wurferfahrung	Wurfentfernung
D1-D2	n.s.	n.s.
D2-D3	n.s.	n.s.
D3-D4	n.s.	n.s.

# Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

mir die Promotionsordnung der Fakultät für Sozial- und Verhaltenswissenschaften der Friedrich-Schiller-Universität Jena bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

ich die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen habe,

Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwertige Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen

ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe

ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe,

ich nach bestem Wissen die reine Wahrheit gesagt und nichts verschwiegen habe.

Münster, 27.07.2010

# Lebenslauf

## Persönliche Daten

Name	Pflanz
Vorname	Berno
Akademischer Grad	
Geburtsdatum	29.03.1972
Geburtsort	Göttingen
Anschrift	Gemenweg 4 48149 Münster
Familienstand	ledig
Nationalität	deutsch

## Schule

1985-1991	Besuch des Otto-Hahn-Gymnasiums Göttingen
1991	Abitur am Otto-Hahn Gymnasium Göttingen

## Zivildienst

Okt. 1991-Dez. 1992	Zivildienst Krankentransport / Rettungsdienst beim DRK Göttingen
1991-2003	Ehrenamtliche Tätigkeit als Rettungshelfer bei der SEG des DRK Göttingen

## Studium

1992-2002	Studium Lehramt an Gymnasien, Mathematik / Sport bis 2003 Mathematik / Physik an der Georg-August-Universität Göttingen
2002	1. Staatsexamen Mathematik / Sport

## **Praktika / Berufserfahrung**

Mai 2000-Nov. 2000	Praktikant im Ganglabor Otto Bock Göttingen während der Examensarbeit im Fach Sport Thema: <i>Entwicklung von Simulationsmodellen zur konstruktiven Optimierung von Stoßdämpfersystemen an Beinprothesen</i>
Mai 2001-Juli 2001	Honorarkraft im Ganglabor Otto Bock Göttingen
Juli 2002-April 2003	Tätigkeit als Nachhilfelehrer am Studienkreis Göttingen

## **Berufserfahrung**

Mai 2003-Sept. 2007	Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Friedrich-Schiller-Universität Jena, Institut für Sportwissenschaften, Abteilung Biomechanik; Aufgabenbereiche: Forschung und Lehre Dissertation: <i>Zur Koordination des Basketballwurfes - Untersuchung der Koordination von Teilkörperbewegungen und des Lösungsraumes des gezielten Korbwurfes</i>
Okt. 2007-Feb. 2009	Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Westfälischen-Wilhelms-Universität Münster, Institut für Sportwissenschaften, Abteilung Bewegungswissenschaft; Aufgabenbereiche: Forschung und Lehre
Feb. 2010-Jan. 2012	Referendar am Studienseminar Bocholt, Gymnasium/Gesamtschule

Münster, 27.07.2010

Berno Pflanz